

TESIS CARRERA DE MAESTRÍA EN CIENCIAS
FÍSICAS

**FOTOPLETISMOGRAFÍA BASADA EN REALIDAD
AUMENTADA CON APLICACIONES AL MONITOREO
FUNCIONAL EN PEDIATRÍA**

Carlos Eduardo Valencia Urbina
Maestrando

Dr. Damián Dellavale
Director

Dr. Nadim Morhell.
Co-director

Miembros del Jurado
Dr. German Mato (Instituto Balseiro)
Dr. Pablo Orellano
Dr. Eduardo Jagla (Instituto Balseiro)

30 de Marzo de 2017

Bajas Temperaturas – Centro Atómico Bariloche

Instituto Balseiro
Universidad Nacional de Cuyo
Comisión Nacional de Energía Atómica
Argentina

Glosario

[A](#) | [H](#) | [I](#) | [L](#) | [M](#) | [P](#) | [R](#) | [T](#)

A

absortividad es la medida de la cantidad de luz absorbida por una disolución, definida como la unidad de absorbancia por unidad de concentración por unidad de longitud de la trayectoria de luz. [9](#), [85](#)

H

hemodinámica es el estudio de la dinámica de la sangre en el interior de las estructuras sanguíneas como arterias, venas, vénulas, arteriolas y capilares así como también la mecánica del corazón propiamente dicha. [4](#), [85](#)

I

isquemia es la reducción del aporte sanguíneo arterial a un miembro o parte del cuerpo, que puede producir hipoxia celular e incluso la muerte del tejido. [3](#), [85](#)

L

lecho capilar Conjunto de todos los capilares del organismo. Supone un amplio volumen de sangre, si bien es variable dependiendo del grado de repleción de dichos capilares. [7](#), [85](#)

M

melanina Pigmento oscuro que se encuentra en algunas células del cuerpo de los mamíferos y que produce la coloración de la piel, el pelo y los ojos. La melanina protege la piel contra las radiaciones solares. [6](#), [85](#)

mesenterio Capa delgada membranosa de la cavidad abdominal, con una gran red de vasos sanguíneos, constituida por un repliegue del peritoneo, en forma de abanico. Su función es mantener en su lugar al intestino delgado, así como llevar sangre hacia este y transportar desde el intestino hacia el resto del cuerpo los elementos nutritivos absorbidos. [3](#), [85](#)

P

perfusión tisular es una medida del volumen de sangre que fluye a través de los capilares en un tejido. En general, se mide en mililitros de sangre por cada 100 gramos de tejido. [3](#), [85](#)

presión arterial transmural la presión transmural es la diferencia de presión entre el interior del vaso y el exterior. [8](#), [85](#)

R

reserva fisiológica es la capacidad física y metabólica que se encuentra en reposo en condiciones basales de funcionamiento celular y que se activa como respuesta para restablecimiento de la homeostasis en condiciones de estrés fisiológico. [4](#), [85](#)

T

trombosis es la formación de un coágulo en el interior de un vaso sanguíneo. [3](#), [85](#)

Siglas

C | F | I | P | R

C

CCD Charge Coupled Device. [85](#)

CMOS Complementary Metal Oxide Semiconductor. [85](#)

F

FPS Frames Per Second. [85](#)

I

iPPG Imaging photoplethysmography. [85](#)

P

PPG Photoplethysmography. [85](#)

R

RBC Red blood cells. [6](#), [85](#)

Índice de contenidos

Glosario	iii
Siglas	v
Índice de contenidos	vii
Índice de figuras	ix
Índice de cuadros	xiii
Resumen	xv
1. Introducción	1
1.1. Fotopletismografía	3
1.2. Modelos de la señal fotopletismográfica	4
1.2.1. Modelo clásico	4
1.2.2. Nuevo concepto de la formación de señales PPG	5
2. Medición de la señal fotopletismográfica	7
2.1. Medición por transmisión y reflexión	7
2.2. Fotopletismografía por imágenes (iPPG)	8
2.3. Arreglo experimental desarrollado a medida	9
3. Procesamiento de la señal fotopletismográfica	13
3.1. Promediado espacial seguido por un filtrado pasa-banda temporal	14
3.2. Amplificación euleriana de la señal de video	16
3.2.1. Descomposición piramidal	18
3.2.2. Filtrado en el dominio de la frecuencia.	20
4. Resultados	23
4.1. Caracterización del arreglo experimental	23
4.1.1. Caracterización 1: Fluctuaciones controladas de gran amplitud en la intensidad de iluminación	25

4.1.2.	Caracterización 2: Fluctuaciones controladas de pequeña amplitud en la intensidad de iluminación	27
4.1.3.	Caracterización 3: Artefactos introducidos por el ajuste automático de la cámara de video	29
4.2.	Mediciones de la señal fotoplethysmográfica	30
4.2.1.	Resultados obtenidos mediante la iluminación de superficie inerte/tejido vivo utilizando los leds arduino	31
4.2.2.	Resultados obtenidos utilizando una fuente de luz estable	33
4.2.3.	Resultados obtenidos mediante la iluminación de superficie inerte/tejido vivo utilizando fuente de luz estable (linterna, LEDs), adquiridos a distinto frame rate	37
4.3.	Resultados EVM	47
4.3.1.	Caracterización 1: Fluctuaciones controladas de pequeña amplitud en la intensidad de iluminación	47
4.3.2.	Caracterización 2: Influencia de los parámetros del algoritmo EVM en el resultado	48
5.	Conclusiones y trabajos futuros	57
A.	Shutter speed y FPS	59
A.1.	30 fps y shutter speed de 1/30 seg	61
A.2.	30 fps y shutter speed de 1/(2*30) seg	62
A.3.	30 fps y shutter speed de 1/(15) seg	63
A.4.	30 fps y shutter speed de 1/(4*30) seg	64
A.5.	49 fps y shutter speed de 1/(49) seg	66
A.6.	90 fps y shutter speed de 1/(90) seg	66
	Agradecimientos	77

Índice de figuras

1.1. Hipótesis de trabajo en donde una medición de la perfusión tisular se asocia indirectamente a la detección de la policitemia. Notase que otros factores pueden dar como resultado esta disminución.	2
1.2. Componentes de la señal PPG según el modelo clásico	4
1.3. (a) Parte de la arteria, situada cerca de la dermis, la cual está en la fase de diástole; (b) La arteria está en la fase de sístole en el caso en que la superficie de la piel este libre; (c) fase sístole en el caso de contacto de la piel con el vidrio. Observe que la densidad de los vasos en el lecho microcirculatorio es la más baja en (a) y la más alta en (c)	6
2.1. modos de transmisión y de reflexión	8
2.2. Ejemplo de una configuración iPPG.	9
2.3. Configuración experimental del sistema iPPG. Este sistema se compone de: plataforma Raspberry Pi (1), cámara de video CMOS (2), LEDs que emiten luz visible (3), condensadores eléctricos electrolíticos y cerámicos (4), soporte con un vidrio (5), polarizadores (6)	10
3.1. Visión general del algoritmo de Amplificación euleriana de la señal de video. El sistema primero descompone la secuencia de vídeo de entrada en diferentes bandas de frecuencia espacial y aplica el mismo filtro temporal a todas las bandas. Las bandas espaciales filtradas se amplifican entonces mediante un factor alfa dado, se añaden de nuevo a la señal original y se colapsan para generar el vídeo de salida. La elección del filtro temporal y los factores de amplificación pueden ajustarse para soportar diferentes aplicaciones.	16
3.2. Representación visual de una pirámide con 5 niveles (tomado de [25]) .	19
3.3. Distintos tipos de filtros utilizados en este trabajo. (a) Filtro pasa bajo, (b) filtro pasa banda	21
4.1. Montaje experimental de la prueba con LEDs que encienden y apagan.	24
4.2. Imágenes extraídas de un video de la primera implementación.	26

4.3. La parte superior es el gráfico de la señal resultante de aplicar el algoritmo de promediado de pixeles con una ROI de 500x500 al canal rojo del video del parpadeo de los LEDs a 1 Hz de frecuencia con una resolución de 1920x1080 píxeles. La parte inferior es el resultado de FFT aplicada sobre la señal anterior.	27
4.4. Fotogramas extraídos de un video de la segunda.	28
4.5. La parte superior es el gráfico de la señal resultante de aplicar el algoritmo de promediado de pixeles con una ROI de 500x500 al canal rojo del video del parpadeo de los LEDs a 1 Hz de frecuencia con una resolución de 1920x1080 píxeles. La parte inferior es la FFT aplicado sobre la señal anterior.	28
4.6. la parte superior es el gráfico de la señal resultante de aplicar el algoritmo de promediado de pixeles al canal verde del video del parpadeo de los LEDs a 1 Hz de frecuencia con el autoajuste de los parámetros encendido y la parte inferior es la FFT aplicado sobre la señal anterior.	29
4.7. Imagen extraída de un video donde se ve la reflexión por parte del vidrio de los LEDs	32
4.8. Resultado de aplicar el algoritmo al video de la medición 1 (canal verde).	32
4.9. Imagen extraído de la prueba con la hoja blanca con un patrón impreso en donde se probara que la luz incidida por estos no es estable	33
4.10. Espectro resultante de aplicar el algoritmo de promediado de pixeles a una hoja blanca incidida por los LEDs programados con arduino, nótese los picos cercanos a la zona de interés	34
4.11. Espectro del video de la prueba de la nueva fuente de luz (canal verde), nótese unos picos descendientes que son periódicos, en este caso cada 2 segundos.	35
4.12. Picos periódicos aparecen en el procesamiento de la filmación del video, estos se repiten cada dos segundos	35
4.13. Picos periódicos aparecen en el procesamiento de la filmación del video, estos se repiten cada 4.59 segundos	36
4.14. Picos periódicos aparecen en el procesamiento de la filmación del video, estos se repiten cada 5.95 segundos	37
4.15. (a) Ejemplo de las imágenes registradas con el ROI seleccionado. (b) Evolución del promedio espacial de los pixeles durante el video grabado.	40

4.16. Se muestra la señal resultante de los cuatros canales. Para realizar una comparación el valor medio de cada señal es restado centrandolo cada una en cero. La figura muestra que el canal con mejor amplitud es el verde y en este caso el canal azul no tiene información relevante. El espectro mostrado es el del canal verde debido a que junto al gris tienen una excelente SNR.	40
4.17. Señal cruda resultante de aplicar el algoritmo de promediado. La Forma de onda es comparable con la de una señal PPG debido a que está presente la escotadura dicota algo característico de esta forma de onda.	41
4.18. Onda PPG y su espectro en el canal verde correspondiente a la medición 2, véase el pico en 0.1 Hz que se corresponde con la tasa de respiración impuesta.	43
4.19. Onda PPG y su espectro en el canal verde correspondiente a la medición 2, véase el pico en 0.053 Hz que se corresponde con la tasa de respiración impuesta.	44
4.20. Onda PPG y su espectro en el canal verde correspondiente a la medición 2, en donde se alterna la respiración cada 2 y 8 segundos, véase el pico en 0.10 Hz y 0.2 Hz que se corresponde con la tasa de respiración impuesta.	44
4.21. Onda PPG y su espectro en el canal verde correspondiente a la medición 3 a 90 fps, en donde el sujeto estaba exaltado, el pico aparece en 1.9 Hz	45
4.22. Onda PPG y su espectro en el canal verde correspondiente a la medición 3 a 10 fps, en donde el sujeto estaba en reposo, el pico aparece en 1.27 Hz	46
4.23. Prueba con láser en donde la señal PPG también fue detectada	46
4.24. Fotogramas extraídos del video resultante de aplicar evm al video de LEDs controlados por arduino, en este la variación de pequeña amplitud es amplificada.	48
4.25. Promediado del resultado de aplicar FFT a la historia de imágenes correspondiente al video de variación de LEDs con arduino, nótese el pico principal a 1 Hz	49
4.26. Promediado del resultado de aplicar FFT a la historia de imágenes correspondiente al video de variación de LEDs con arduino cambiando las frecuencias de corte del filtro pasa banda	49
4.27. Señal resultante de aplicar el algoritmo EVM al video original.	50
4.28. Comparación del resultado de aplicar tanto el algoritmo de promediado como el de evm al mismo video.	51
4.29. Figura que muestra como varia la señal dependiendo de la ROI, en este caso se graficó una ROI de 12x12 y una de 500x500, nótese que la de menor ROI es la de mayor amplitud pero de menor suavidad.	52
4.30. Aplicación del algoritmo para distintos valores de amplificación	53

4.31. Variación de la señal para distinto tipo de filtrado	54
4.32. Variación de la señal para distinto tipo de filtrado	55
A.1. [39].	59
A.2. Tiempo transcurrido desde la toma del video de un dado frame	60
A.3. Gráfica de los datos del apéndice A.1, como también la línea recta que pasa más cerca de estos datos	62
A.4. Gráfica de los datos del apéndice A.2, como también la línea recta que pasa más cerca de estos datos	63
A.5. Gráfica de los datos del apéndice A.3, como también la línea recta que pasa más cerca de estos datos	64
A.6. Gráfica de los datos del apéndice A.3, como también la línea recta que pasa más cerca de estos datos	65
A.7. Gráfica de los datos del apéndice A.4, como también la línea recta que pasa más cerca de estos datos	67
A.8. Gráfica de los datos del apéndice A.5, como también la línea recta que pasa más cerca de estos datos	68

Índice de cuadros

2.1. Especificaciones de hardware de la cámara de la Raspberry Pi	11
3.1. Fps según resolución de la cámara	15
4.1. Parámetros característicos del chip RGB	24
4.2. Parámetros de adquisición de video	31
4.3. Parámetros de adquisición de video	34
4.4. Parámetros de adquisición de video	38
4.5. Parámetros de configuración de evm	47
4.6. Parámetros de configuración de evm	50
4.7. Parámetros de configuración de evm	52
4.8. Parámetros de configuración de evm	54
A.1. Resultado de la medición 1	61
A.2. Resultado de la medición 2	62
A.3. Resultado de la medición 3	63
A.4. Resultado de la medición 4	65
A.5. Resultado de la medición 5	66
A.6. Resultado de la medición 6	67

Resumen

Este trabajo está orientado a la construcción de un sistema de fotopletismografía por imágenes (*Imaging photoplethysmography iPPG*) que sea capaz de detectar la señal fotopletismográfica (*photoplethysmography PPG*) y de obtener parámetros fisiológicos como el ritmo cardíaco y la frecuencia de respiración. La implementación en términos de hardware se logró con un montaje experimental a medida que cumple ciertos requerimientos para la detección de esta señal. Entre los más importantes se encuentran: ser de bajo costo, tamaño reducido, capacidad de configuración manual de los parámetros de vídeo más relevantes y la capacidad de operar en tiempo real. La señal PPG fue obtenida mediante la filmación de un sujeto en condiciones de iluminación de luz visible.

La importancia del estudio de la señal PPG radica en el hecho que ésta es capaz de proveer información que permite estimar la eficiencia y reserva fisiológica durante la aplicación de un dado tratamiento. En particular los parámetros fisiológicos más relevantes de esta señal están dados por la interacción compleja entre los sistemas cardiovascular, respiratorio y autónomo del sujeto. En este trabajo se logró la separación de dos rasgos de la señal PPG asociados a los sistemas cardiovascular y respiratorio, logrando estimar el pulso cardíaco y la frecuencia de respiración de un dado sujeto.

Para lograr la construcción del sistema iPPG se implementaron varios arreglos experimentales con los que diversas pruebas fueron realizadas. Como resultado de estas pruebas se lograron encontrar los parámetros y configuraciones experimentales más relevantes para la detección de la señal PPG entre los cuales se encuentran: el nivel de iluminación, la estabilidad de la fuente emisora de luz, la estabilidad de la cámara para la toma de datos y evitar el autoajuste de la cámara.

Para lograr la separación de los rasgos de la señal PPG asociados al ritmo cardíaco y frecuencia de respiración dos algoritmos fueron estudiados e implementados. En el primero se realiza un promediado espacial en una región de interés, dando como resultado un valor de intensidad media para cada imagen, la señal PPG es obtenida al graficar este valor medio en función del tiempo. Con este algoritmo se comprobaron varias propiedades de la señal PPG entre las cuales se encuentran la modulación por parte del sistema respiratorio sobre esta señal, como también la detección del pulso cardíaco. En el segundo algoritmo conocido como magnificación euleriana del video

(*eulerian video magnification EVM*) se logra la magnificación o atenuación de sutiles variaciones temporales (de color, intensidad, forma, etc) las cuales no son perceptibles a simple vista. Este algoritmo fue verificado al aplicarlo en un experimento donde una intensidad de referencia tiene una amplitud de variación muy pequeña que no es detectada por el ojo humano. El resultado de este algoritmo es un video que muestra esta variación de manera perceptible.

Palabras clave: SEÑAL PPG, EVM, PARÁMETROS FISIOLÓGICOS

Capítulo 1

Introducción

“La ciencia es la progresiva aproximación del hombre al mundo real”

— Max Planck (1858-1947) Físico alemán

El monitoreo de la hemodinámica del paciente provee información relevante asociada a: monitoreo de signos vitales (Ej. ritmo cardíaco, identificación de vasos sanguíneos), monitoreo funcional (Ej. SpO₂) , detección de estados patológicos (Ej. perfusión tisular) [4]. Con lo anterior sería de interés realizar un monitoreo de la perfusión abdominal en neonatos para detectar la evolución de los casos de policitemia. Actualmente el problema del monitoreo no invasivo asociado a la policitemia en neonatos no está resuelto, esto nos motivó a considerar la fotopletismografía como posible solución a este problema.

Policitemia e hiperviscosidad se asocian con cambios de flujo sanguíneo en algunos órganos, que alteran su función. La policitemia neonatal se define como un hematocrito en el sistema venoso central mayor o igual a 65 % durante los primeros días de vida. La elevación del hematocrito se asocia en algunos casos con hiperviscosidad sanguínea la cual es la que produce alteraciones en el flujo sanguíneo de varios órganos. La hiperviscosidad sanguínea se define como un valor de viscosidad mayor a 2 desviaciones estándar por encima de lo normal (los valores normales van entre 1,4 y 1,8 cp (centipoise)).

Por lo anterior nuestra hipótesis de trabajo se basa en que se puede realizar de manera indirecta un monitoreo hemodinámico de la policitemia midiendo la perfusión tisular abdominal. Esta hipótesis se basa que en alguno de los casos de policitemia al existir un hematocrito elevado existe un aumento en la viscosidad sanguínea, lo cual ocasiona una alteración en el flujo sanguíneo dando como resultado una disminución en la perfusión tisular abdominal. Si bien existen otros factores que dan como resultado esta disminución un monitoreo sería importante para ver la evolución del paciente. Nuestra hipótesis se resume en la figura 1.1.

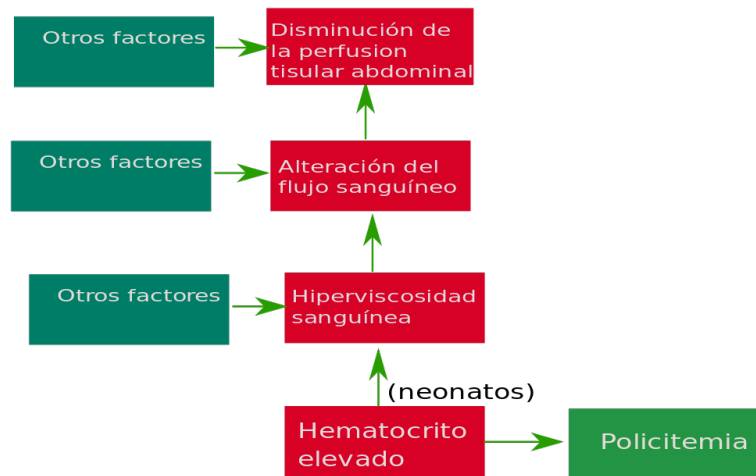


Figura 1.1: Hipótesis de trabajo en donde una medición de la perfusión tisular se asocia indirectamente a la detección de la policitemia. Notase que otros factores pueden dar como resultado esta disminución.

Por lo anteriormente expuesto como primera aproximación a la solución del problema del monitoreo de la policitemia, este trabajo realiza la construcción de un instrumento capaz de realizar un monitoreo hemodinámico del pulso cardíaco y de la tasa de respiración para su futura utilización en la medición de la perfusión tisular. La importancia de este monitoreo radica en el hecho que es una técnica capaz de proveer información que permite estimar la eficiencia y [reserva fisiológica](#) durante la aplicación de un dado tratamiento (i.e., hemodinámica funcional) [4, 22]. En virtud de esto, actualmente existe un marcado interés en investigar los límites hasta los cuales es posible expandir la explotación de las técnicas de monitoreo hemodinámico no invasivo para su utilización clínica.

En particular, la señal [fotopletismografica](#) (PPG: *Photoplethysmographic*) es una medida de la absorción de luz de una dada región de tejido biológico representada en función del tiempo. En general, la señal PPG se determina midiendo la absorción de luz en distintas longitudes de onda dentro del rango del espectro infrarrojo cercano (600nm a 1000nm). El flujo pulsado de sangre en los vasos sanguíneos (arteriales y venosos) que inervan la región de tejido analizada, modula la señal de luz infrarroja transmitida y reflejada a través de dos mecanismos esenciales: 1) pequeños cambios pulsados del volumen de sangre en el tejido, y 2) diferencia entre los espectros de absorción de luz de la hemoglobina oxigenada (HbO_2) respecto de la hemoglobina desoxigenada (Hb). De esta manera la señal PPG es, en términos fisiológicos, el resultado de la interacción compleja entre los sistemas cardiovascular, respiratorio y autónomo del paciente [4].

Los dispositivos médicos actuales (ej., oxímetros de pulso) en general requieren estar en contacto con el paciente e implementan mediciones locales (en el lóbulo de

la oreja, en la yema del dedo, etc.) de la señal PPG sobre la cual aplican múltiples etapas de filtrado para extraer un número reducido de parámetros como son el ritmo cardíaco y el nivel porcentual de saturación de oxígeno (SpO₂: Peripheral capillary oxygen saturation) [5].

En base a lo anterior, es posible identificar varios aspectos esenciales de la fotopletiismografía actual que requieren ser estudiados para conseguir optimizar la explotación de la información contenida en la señal PPG y así, su aplicación a la hemodinámica funcional:

- Mejorar la comprensión de los mecanismos fisiológicos involucrados en la modulación de la señal PPG (ventilación espontánea vs. forzada, condiciones de vigilia, sueño y anestesia, etc.). Para ello, es necesario identificar cuáles son las componentes de la modulación de la señal PPG que se encuentran asociadas al Movimiento pulsado de la sangre en los vasos sanguíneos (sistema cardiovascular) y cómo estas componentes de modulación interactúan con los sistemas respiratorio y autónomo, tópico que en la actualidad no ha sido totalmente comprendido.
- Desarrollo de instrumentación y técnicas de procesamiento de señales capaces de separar (deconvolucionar) los rasgos de la señal PPG asociados a los distintos comportamientos de los sistemas fisiológicos involucrados (cardiovascular, respiratorio y autónomo).
- Estudio de la señal PPG mediante técnicas avanzadas de procesamiento, para la identificación y extracción de nuevos parámetros fisiológicos capaces de proveer información significativa en cuanto a la orientación de los procedimientos terapéuticos.

1.1. Fotopletiismografía

La forma básica de la tecnología *PPG* requiere solamente dos componentes optoelectrónicos: una fuente de luz para iluminar una región de interés y un foto-detector para medir las pequeñas variaciones en la intensidad de la luz después de la interacción de esta con la zona de tejido iluminada. La interacción de la luz con el tejido biológico es compleja e incluye los procesos de transmisión de la luz, reflexión, absorción, dispersión múltiple, y la fluorescencia [7].

La forma de onda fotopletiismográfica (*PPG*) comprende una forma de onda fisiológica pulsátil superpuesta sobre una línea de base que varía lentamente con varios componentes de baja frecuencia. La parte pulsátil (“AC”) se atribuye a los cambios sincrónicos cardíacos en el volumen de sangre con cada latido del corazón, y la línea de base que varía lentamente (“cuasi-DC”) se atribuye a la respiración, la actividad

del sistema nervioso simpático y la termorregulación [2, 5]. Si nuestros ojos fuesen un poco más sensibles, veríamos un sutil oscurecimiento de la mano con cada latido del corazón [4].

1.2. Modelos de la señal fotopletismográfica

1.2.1. Modelo clásico

La luz que viaja a través del tejido biológico puede ser absorbida por diferentes sustancias, incluidas los pigmentos en la piel, las distintas capas de tejido y los capilares por los que fluye sangre arterial y venosa. La componente pulsátil de la forma de onda PPG es a menudo llamada la componente “AC” y su frecuencia fundamental por lo general esta típicamente alrededor de 1 Hz, considerándose determinada principalmente por el ritmo cardíaco [40].

Los cambios transitorios de flujo y presión sanguínea asociados al ritmo cardíaco, resultan más evidentes en las arterias y arteriolas respecto a los cambios observados en las venas. Por ejemplo, las arterias contienen más volumen de sangre durante la fase sistólica del ciclo cardíaco que durante la fase diastólica. Los sensores PPG detectan en forma óptica los cambios en el volumen sanguíneo del **lecho capilar**, mediante la cuantificación de los cambios de la intensidad de la luz resultante de la interacción de esta con la región de interés del tejido [42]. Esto último se resume en la Figura 1.2a.

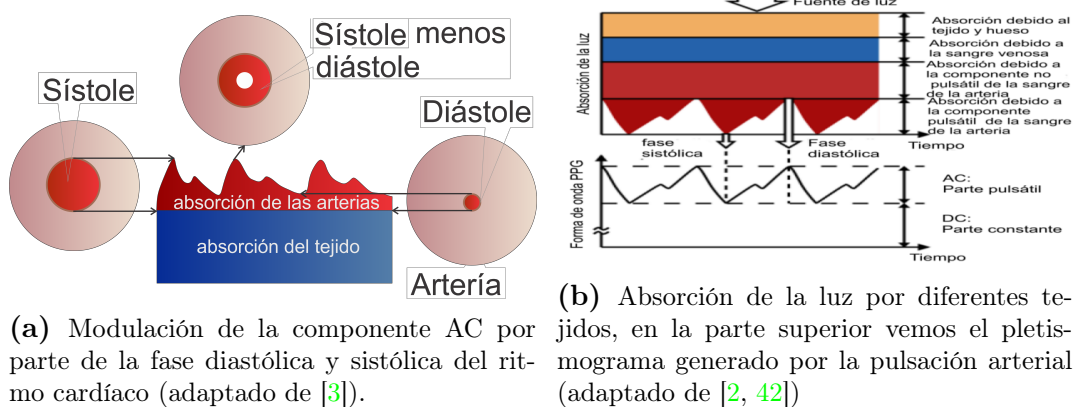


Figura 1.2: Componentes de la señal PPG según el modelo clásico

La componente AC de la señal PPG se encuentra superpuesta a una componente cuasi-DC de mayor amplitud, la cual está relacionada con el tipo de tejido y el volumen medio de sangre. Esta componente cuasi-DC está asociada a la respiración (ondas de Traube-Hering), la actividad vasomotora y las ondas vasoconstrictoras, ritmos lentos del sistema nervioso (ondas de Mayer) y también la termorregulación [5]. La Figura 1.2b muestra un ejemplo de una forma de onda fotopletismográfica, en la cual es posible distinguir las componentes DC y AC.

1.2.2. Nuevo concepto de la formación de señales PPG

Es importante destacar que observaciones experimentales recientes realizadas por Alexei A. Kamshilin et al [28] demuestran la importancia de las deformaciones elásticas del lecho capilar en la formación de la forma de onda PPG. Estos resultados proporcionan una nueva visión sobre la interacción de la luz con el tejido vivo. Kamshilin et al [28] propusieron un nuevo modelo de *PPG* en el que las oscilaciones del pulso de la *presión arterial transmural* deforman los componentes del tejido conectivo de la dermis que resultan en cambios periódicos, tanto en la dispersión como en la absorción de la luz. Estos cambios locales de los parámetros de interacción de la luz se detectan como variaciones de la intensidad de la luz devuelta a una cámara fotosensible. Por lo tanto, las pulsaciones arteriales se pueden monitorizar indirectamente incluso mediante el uso de luz en el rango visible de longitudes de onda, la cual penetra ligeramente en el tejido biológico.

El concepto que sustenta el modelo propuesto por Alexei A. Kamshilin et al [28] se representa en un diagrama simplificado en la Figura 1.3. En la fase final de la diástole (Figura 1.3a), la presión arterial es mínima, esto sugiere que la dermis también está sometida a una mínima tensión. Con esto se supone que el coeficiente de dispersión de la luz de la dermis también es mínimo en esta fase. Por lo tanto, la intensidad de la luz retro-reflejada es máxima en la fase final de la diástole, lo cual es un hecho bien establecido [24, 44]. Entonces el aumento rápido de la presión arterial durante la sístole proporciona la fuerza que da como resultado el agrandamiento de la sección transversal de la arteria. Si la piel del sujeto es altamente elástica (lo que es típico para los jóvenes), la ampliación de la arteria conduce a la remodelación de la superficie de la piel con compresión moderada de la dermis, como se muestra en la Figura 1.3b. Sin embargo, en el caso del contacto mecánico de la piel con un cristal (Figura 1.3c), la dermis se comprime aumentando más significativamente la densidad eficiente de los capilares. Tanto el coeficiente de absorción como el de dispersión del tejido comprimido crecen dando como resultado una disminución de la intensidad de la luz reflejada [28].

Dado lo anteriormente expuesto en este capítulo el presente trabajo busca abordar el estudio e implementación de un sistema de fotopleletismografía por imágenes (iPPG) que sea capaz de detectar la señal PPG y obtener parámetros fisiológicos relevantes como lo son el ritmo cardíaco y la tasa de respiración de un sujeto. La importancia de un sistema iPPG radica en que a diferencia de un sistema PPG convencional (Ej. oxímetro de pulso) este no está limitado a la obtención de parámetros en un punto particular, sino que es posible ver la evolución temporal de una gran región en el espacio.

Para lograr este objetivo se propone definir un arreglo experimental de bajo costo que permita la detección de esta señal mediante la filmación de un sujeto en condiciones

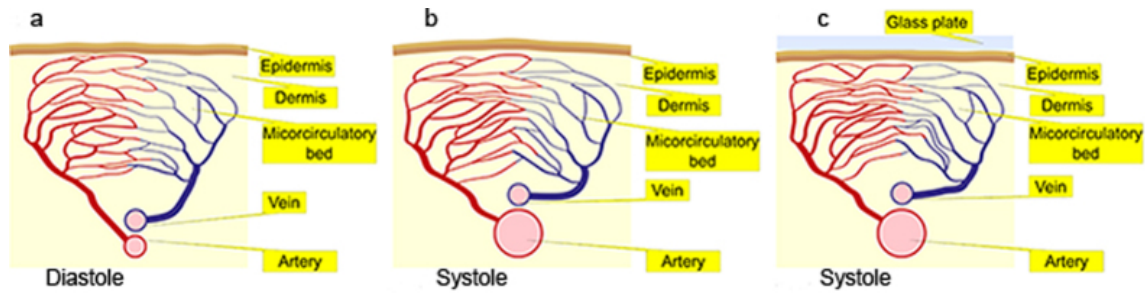


Figura 1.3: (a) Parte de la arteria, situada cerca de la dermis, la cual está en la fase de diástole; (b) La arteria está en la fase de sístole en el caso en que la superficie de la piel este libre; (c) fase sístole en el caso de contacto de la piel con el vidrio. Observe que la densidad de los vasos en el lecho microcirculatorio es la más baja en (a) y la más alta en (c). La figura fue tomada de [28]

de iluminación ambiente. Lo anterior fue abordado en el capítulo 2. Para encontrar tanto el pulso cardíaco como la frecuencia de respiración se estudiaron e implementaron algoritmos (ej., Promediado de pixeles, EVM) capaces de obtener esta información de la señal PPG (capítulo 3). Finalmente se procedió a la verificación de que nuestro montaje experimental es capaz de detectar la señal PPG y que los algoritmos implementados son lo suficientemente sensibles para encontrar los parámetros fisiológicos relevantes en esta señal (capítulo 4).

Cabe destacar que como trabajo futuro se desea abordar el hecho que estos parámetros fisiológicos resultan relevantes en las áreas de pediatría, sobre todo en el seguimiento en tiempo real de neonatos donde su perfusión tisular está aumentada debido a la policitemia.

Capítulo 2

Medición de la señal fotopleletismográfica

“La ciencia se compone de errores, que a su vez, son los pasos hacia la verdad”

— Julio Verne (1828-1905) Escritor francés.

En este capítulo se mostrarán los detalles del hardware utilizado y las bases conceptuales para la realización de un prototipo de un sistema iPPG. En la sección 2.1 se describirá la forma en que actualmente el oxímetro de pulso realiza sus mediciones y se discutirá brevemente cuáles son sus limitaciones. Posteriormente en la sección 2.2 se discutirá la base conceptual del montaje experimental que deseamos implementar el cual es conocido como sistema iPPG. Finalmente en la sección 2.3 se detallará el montaje experimental a medida que será utilizado para la detección de la señal PPG mediante la filmación de un sujeto con luz visible en una zona de interés.

2.1. Medición por transmisión y reflexión

Como se discutió en el capítulo 1, dependiendo de la longitud de onda de la luz utilizada la componente AC de la señal PPG será producida al menos en parte como consecuencia de los cambios pulsados del flujo sanguíneo arterial, los cuales a su vez dependen de los movimientos sístole y diástole del corazón. La medición de la luz por el detector puede realizarse en los modos de transmisión (“trans-iluminación”) o de reflexión (“adyacente”) como se muestra en la figura 2.1. En el primero la fuente de luz y el detector están situados en los lados opuestos del tejido con el objetivo de que la luz viaje a través de la sangre pulsátil. El modo de transmisión es capaz de obtener una señal relativamente buena, pero el lugar de medición puede ser limitado, por ejemplo el lóbulo de la oreja, pies, tabique nasal, las mejillas, la lengua o la yema de un dedo.

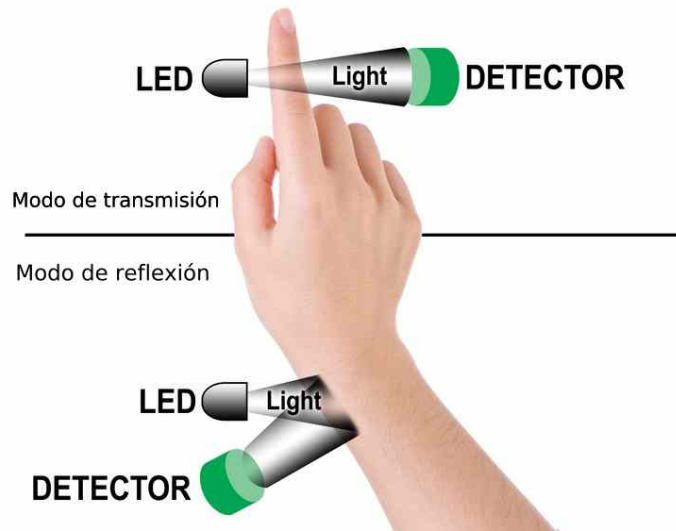


Figura 2.1: modos de transmisión y de reflexión ([14])

Por otro lado, en el modo de reflexión la fuente de luz y el detector son colocados en el mismo lado de la superficie. Este método permite realizar mediciones de las partes del cuerpo donde no se puede utilizar el método de transmisión, por ejemplo, el pecho, la muñeca y la frente. Sin embargo, este modo se ve afectado por los efectos de movimiento y un mal contacto con el tejido (el aparato no realiza la suficiente presión con el tejido). Cualquier movimiento, tal como la actividad física, puede dar lugar a efectos de movimiento que corrompen la señal PPG y limitan la precisión de la medición de parámetros fisiológicos [42, 16].

2.2. Fotopletiomografía por imágenes (iPPG)

Los fotopletiomógrafos convencionales se basan en una fuente de luz y un único receptor (1 pixel), los cuales se encuentran en contacto con el tejido. De esta manera, permiten obtener la señal PPG correspondiente a una región de interés muy localizada espacialmente. Los sistemas de fotopletiomografía por imágenes (iPPG: Imaging photoplethysmography) permiten realizar mediciones remotas multipíxel y hace relativamente poco tiempo se han convertido en objeto de intensas investigaciones (ver por ejemplo [28, 29, 10, 33, 1]).

Los sistemas de formación de imágenes fotopletiomográficas (*iPPG*), permiten monitorear la señal PPG correspondiente a un área mayor de tejido respecto a los sistemas que utilizan un único fotodetector (1 pixel). De esta manera, el uso de una matriz fotosensible de tecnología CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) o CCD (Charge Coupled Device), permite detectar en forma simultánea la luz proveniente de un gran número de puntos en el área de estudio, y todas estas lecturas son resueltas

espacialmente [32]. Un ejemplo de una configuración iPPG se muestra en la figura 2.2.



Figura 2.2: Ejemplo de una configuración iPPG.

Existen dos tipos de iPPG. El primero es el sistema en donde hay contacto, y por lo tanto las mediciones son a corta distancia, como por ejemplo el sistema iPPG basado en un teléfono móvil, el cual consiste en colocar el dedo en la cámara del teléfono móvil para cubrir toda la óptica de la cámara y mediante el uso de un flash LED (luz blanca) se ilumina el dedo [27, 31]. Este tipo de método de medición PPG ha sido comercializado por Azumio [26].

El segundo tipo es el iPPG sin contacto con el tejido, lo cual permite realizar mediciones a distancia. En este caso la señal PPG puede ser obtenida en forma remota (> 1 m) usando luz ambiente y un fotodetector ya sea con una simple cámara digital o un teléfono móvil [44, 50, 33].

La técnica de fotopleletismografía por reflexión sin contacto utiliza el mismo principio que la técnica por contacto (ej. pulsioximetría). Las ondas del pulso cardiovascular causan cambios en el volumen de las arteriolas que dan lugar a cambios pulsátiles en el color de la piel. Estos cambios de color pueden ser comparados con el rubor (más sangre, la piel es más roja), excepto que son menos intensos. Mientras que estos “micro-rubores” son imperceptibles a simple vista, pueden ser detectados y amplificados mediante un procesamiento adecuado de la señal de video [1].

2.3. Arreglo experimental desarrollado a medida

Las mediciones reportadas en esta tesis fueron realizadas mediante el sistema iPPG esquematizado en la figura 2.3, el cual fue construido a medida en el laboratorio para satisfacer los siguientes requerimientos de diseño:

1. Buscar la máxima funcionalidad al mínimo costo
2. Tener control sobre el hardware
3. Tamaño reducido
4. Capacidad de calcular en tiempo real

Basándonos en estos requerimientos se decidió utilizar una plataforma Raspberry Pi modelo B+ v1.2 (figura 2.3 (1)), la cual incluye una computadora embebida (arquitectura ARMv6) con conexión dedicada (HDMI) a una cámara de video CMOS (figura 2.3 (2)) cuyas especificaciones se resumen en el cuadro 2.1. Esta cámara CMOS permite adquirir video a 15fps en máxima resolución (2592x1944) y hasta 90 fps en mínima resolución (640x480). Dependiendo del foco de la cámara, es posible observar partes arbitrarias de la superficie de la piel, desde unos pocos milímetros cuadrados a varios centímetro cuadrados. Es importante destacar que la cámara de video utilizada permite configurar en forma manual los parámetros asociados a la señal de video (fps, shutter speed, ISO, brillo, contraste, etc.). Esta característica resulta de gran relevancia debido al hecho de que el autoajuste de los parámetros genera fluctuaciones indeseadas en la señal de video capaces de enmascarar y/o deformar la señal PPG de interés [10].

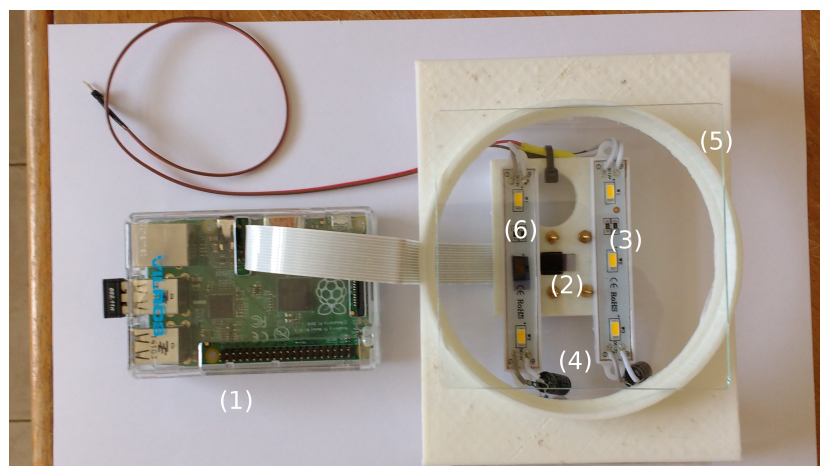


Figura 2.3: Configuración experimental del sistema iPPG. Este sistema se compone de: plataforma Raspberry Pi (1), cámara de video CMOS (2), LEDs que emiten luz visible (3), condensadores eléctricos electrolíticos y cerámicos (4), soporte con un vidrio (5), polarizadores (6)

Junto a la cámara se sitúan LEDs (figura 2.3 (3)) que emiten luz blanca, al variar la corriente suministrada se varía el brillo de la luz que es emitida (medido en lúmenes). Esto se logra mediante una fuente de tensión la cual permite regular el voltaje suministrado al circuito. Para no superar la potencia y corriente eléctrica máximas permitidas por los LEDs, la tensión eléctrica suministrada al circuito es monitoreada mediante un multímetro. Para evitar posibles variaciones en la intensidad de los LEDs

Cuadro 2.1: Especificaciones de hardware de la cámara de la Raspberry Pi (tomado de [17])

Característica	Especificación
Tamaño	Alrededor de $25 \times 24 \times 9$ mm
Resolución	5 megapíxeles
Introducción con Linux	controlador V4L2
Sensor	OmniVision OV5647
Resolución del sensor	2592×1944 píxeles
Área de imagen del sensor	3.76×2.74 mm
Tamaño de píxel	$1.4 \mu\text{m} \times 1.4 \mu\text{m}$
Tamaño óptico	1/4"
Relación S / N	36 dB
Sensibilidad	680 mV/lux-seg
Foco fijo	1 m to infinito
Longitud focal	3.60 mm +/- 0.01

debido a fluctuaciones en la tensión de alimentación, se colocaron condensadores eléctricos electrolíticos y cerámicos (uno para compensar variaciones abruptas y otro para compensar variaciones más lentas) en las conexiones de los LEDs (figura 2.3 (4)), con el objetivo de reducir las posibles fluctuaciones en la intensidad de luz resultante.

Varios estudios han demostrado que una presión moderada sobre el tejido puede mejorar la señal PPG, es decir mejorar la relación AC/DC (más amplitud de la señal AC). Idealmente, la mejor señal PPG se puede obtener en condiciones de presión transmural, definida como la diferencia de presión entre el interior y el exterior del vaso sanguíneo (es decir, la presión a través de la pared del vaso sanguíneo). Si se realiza una presión insuficiente resulta en un contacto inadecuado y por consecuencia una amplitud de la señal AC baja [42]. Sin embargo, con una presión excesiva también se puede conducir a una baja amplitud de la señal AC, como también la distorsión de la forma de onda, esto es causada por que la arteria es ocluida más allá de la zona de medición. La presión de contacto óptima corresponde a la máxima amplitud pulsátil; esto ocurre cuando la presión transmural se aproxima a cero [41, 28].

Basado en lo anterior la cámara y los LEDs son situados uno junto al otro, encima de estos se sitúa un soporte en el cual un vidrio es colocado (figura 2.3 (5)), en este el sujeto apoyara la palma de su mano tomando una posición cómoda y se le pide que evite movimientos de la mano durante toda la duración de la grabación del vídeo. La función del vidrio es doble, primero sirve como soporte para aumentar el contacto mecánico y lograr así una mejor amplitud de la señal PPG y segundo para quitar los efectos de movimiento, debido a que este apoyo limitaría el movimiento de la mano.

Para excluir reflejos directos de la superficie del vidrio, se utiliza luz linealmente polarizada, lo cual se consiguió utilizando un polarizador en la fuente de luz y un filtro de polarización instalado delante de la cámara con una orientación ortogonal con

respecto a la polarización de la luz incidente (figura 2.3 (6)). La presión de la palma de la mano sobre el vidrio fue controlada por el sujeto.

Esto resultó en una mejora en términos de ruido de la señal, amplitud de la componente AC, entre otros, respecto a las mediciones realizadas sin utilizar el vidrio de apoyo. Estos resultados resultan consistentes a los reportados por Kamshilin et al 2015 [28].

Posteriormente de situar la mano sobre el vidrio, se grabaron videos en color a 10 o 30 fotogramas por segundo (fps) con una resolución de píxel de 1920x1080, los videos se guardan en formato h264 y se transfirieron a una PC para su posterior procesamiento. Usando un algoritmo realizado en Python con la biblioteca libre para el procesamiento de imágenes OpenCV , los valores de píxel ($PV=[0,255]$, 8bits) para el canal rojo (R), verde (G) y azul (B) se leen para cada imagen del video, esto proporciona un conjunto de $PV(x, y, t)$ donde x e y son las coordenadas horizontal y vertical de cada píxel dentro de la imagen, respectivamente, y t es el tiempo de cada imagen del video.

Usando funciones predefinidas de OpenCV (eventos de ratón por ejemplo), una región de interés del video (ROI) fue seleccionada y la señal sin procesar ($PV_{raw}(t)$) se calculó como el promedio de todos los valores de los píxeles en la ROI, aunque esto compromete la resolución espacial, con el promediado espacial de la PV se encuentra que mejora significativamente la [Signal-to-Noise Ratio \(SNR\)](#).

La mayoría de las mediciones se realizaron en presencia de luz ambiente. Durante la grabación de vídeo, se pidió al sujeto evitar cualquier movimiento de su cuerpo y mantener la respiración normal (o a una tasa de inhalación y exhalación constante controlada por él). En consecuencia todas las imágenes de la serie grabada son muy similares unas a las otras, esto se ve reflejado en el hecho que las diferencias entre estos fotogramas son apenas visibles para el ojo humano.

Capítulo 3

Procesamiento de la señal fotopletismográfica

“Un ordenador es para mí la herramienta más sorprendente que hayamos ideado. Es el equivalente a una bicicleta para nuestras mentes”

— Steve Jobs

El principal objetivo de este capítulo es el detallar los algoritmos implementados para la detección de la señal PPG como también la posterior evaluación de los parámetros fisiológicos. Se implementaron dos tipos de algoritmos, en el más sencillo se realiza un promediado espacial en una región de interés dando como resultado un valor de intensidad media para cada imagen. Esto es detallado en la sección 3.1. El segundo algoritmo implementado es EVM (sección 3.2) el cual mediante una descomposición piramidal y un filtrado en el dominio de las frecuencias logra amplificar frecuencias de interés en un dado video.

La implementación de la técnica iPPG implica la obtención de imágenes del tejido vivo, en las cuales la intensidad de cada pixel es modulada en función del tiempo por la interacción compleja entre los sistemas cardiovascular, respiratorio y autónomo del paciente. Esta modulación temporal se asocia con los cambios localizados en la región de tejido correspondiente a cada pixel. Sin embargo, la amplitud de la modulación de la intensidad asociada a cada pixel obtenida con la técnica iPPG resulta mucho menor que la obtenida con la técnica de PPG por transmisión descrita en el sección 2.1. Por otra parte, al considerar la técnica iPPG sin contacto (ver sección 2.2) la señal de video resultante es en general afectada por efectos de movimiento, es decir, por el movimiento relativo de la cámara respecto a la región de interés del tejido. Esto último produce una degradación significativa de la relación señal-ruido. Dado que los efectos de movimiento consisten principalmente en interferencias al azar de baja frecuencia

($\sim 1\text{Hz}$), su remoción o atenuación define un problema de filtrado no lineal ya que la banda de frecuencia de estos efectos se superpone con la banda de frecuencia de la señal fisiológica de interés.

Básicamente, existen dos maneras de lograr la reducción de los efectos de movimiento. La primera consiste en abordar el problema mediante el procesamiento de la señal de video utilizando algoritmos de registración de imágenes que permitan compensar dichos efectos. Además, se han propuestos algoritmos para el filtrado no lineal de la señal PPG con el objetivo de atenuar las deformaciones introducidas por esta fuente de ruido [42, 30, 37, 8, 19, 46, 11, 20, 45, 47, 21, 35]. La segunda estrategia se logra mediante algún mecanismo a nivel de hardware destinado a mejorar los factores que influyen en la medición (estabilidad espacial de la cámara de video, la fuente de luz y la superficie iluminada, mejora de la ergonomía, etc.). En este trabajo se utilizó la segunda estrategia en donde la mejora a nivel de hardware fue implementada mediante la fijación de un vidrio encima de la cámara, en este el sujeto apoyara su mano con el fin de evitar cualquier movimiento. Además este vidrio sirve para realizar presión sobre el tejido logrando una mejor amplitud de la señal resultante.

3.1. Promediado espacial seguido por un filtrado pasa-banda temporal

Este algoritmo consiste en seleccionar una región de interés (*ROI: Region Of Interest*) a procesar en cada una de las imágenes que componen la señal de video. Dado que el sistema de adquisición utilizado provee una señal de video codificada en el estándar RGB, la ROI asociada a cada imagen estará constituida por 3 matrices correspondiente a los 3 canales de la señal de video (rojo, verde y azul). La ecuación (3.1) muestra la representación matricial de la ROI de

$$M \times N$$

pixeles obtenida a partir de la k -ésima imagen de la secuencia de video.

$$I^{r,g,b}(k) = \begin{pmatrix} I_{11} & I_{12} & \cdots & I_{1M} \\ I_{21} & I_{22} & \cdots & I_{2M} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ I_{N1} & I_{N2} & \cdots & I_{NM} \end{pmatrix}_{M \times N} = \left(I_{ij}^{r,g,b} \right)_{M \times N} \quad (3.1)$$

En cada canal se realiza un promediado espacial sobre todos los píxeles de la ROI dando lugar a un solo valor medio por cada imagen grabada (llamado $PV_{raw}(t)$), esto equivale a realizar la media aritmética de la ecuación (3.1).

Cuadro 3.1: Fps según resolución de la cámara

Tamaño	Relación de aspecto	Tasa de adquisición
1920x1080	16:9	1-30fps
2592x1944	4:3	1-15fps
1296x972	4:3	1-42fps
1296x730	16:9	1-49fps
640x480	4:3	60.1-90fps

$$PV_{raw}(k) = \bar{I}^{r,g,b}(k) = \frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m I_{ij}^{r,g,b} = \frac{I_{11} + I_{12} + \dots + I_{NM}}{M \times N} \quad (3.2)$$

Luego, se gráfica el valor medio de los píxeles en el ROI ($\bar{I}^{r,g,b}$, $PV_{raw}(t)$) de cada imagen en función del tiempo.

El valor temporal t correspondiente a cada imagen de la secuencia de video queda determinado por la tasa de adquisición FPS (Frames Per Second) configurada en el sistema de captura de video. El tiempo t está dado por la ecuación (3.3), siendo k el índice que determina la posición de la imagen dentro de la secuencia de video.

$$t(imagen_k) = \frac{k}{FPS} \quad (3.3)$$

Dada la importancia de mantener constante la tasa de adquisición de video en toda la toma de datos, fue realizada una prueba en donde se verificaba que este valor fuera constante para todo el video. Para ello se midió cómo varía la tasa de adquisición de video variando parámetros de este como son, la resolución y la velocidad del obturador, este valor calculado experimentalmente es contrastado con los valores descritos en la documentación oficial los cuales se muestran en el cuadro 3.1 [36]. La prueba consiste en filmar un cronómetro, posteriormente se registra el número de la imagen y el tiempo marcado por el cronómetro filmado en esta, esto se realiza para cada una de las imágenes consecutivas seleccionadas. Para encontrar el valor de la tasa de adquisición de video se aplicó regresión lineal, donde la pendiente de la recta ajustada es la tasa de adquisición de video calculada experimentalmente la cual es comparada con el valor nominal configurado para la adquisición del video. El procedimiento descrito anteriormente es abordado en el apéndice A.

Las fluctuaciones observadas en la señal $PV_{raw}(t)$ resultante están asociados a los cambios de absorción de la luz y/o movimiento de la región de tejido observada [1]. Entre las condiciones más importantes para obtener un mejor resultado está utilizar iPPG con contacto y tener buenas condiciones de iluminación.

Posteriormente de obtener $PV_{raw}(t)$ aplicamos la transformada rápida de Fourier

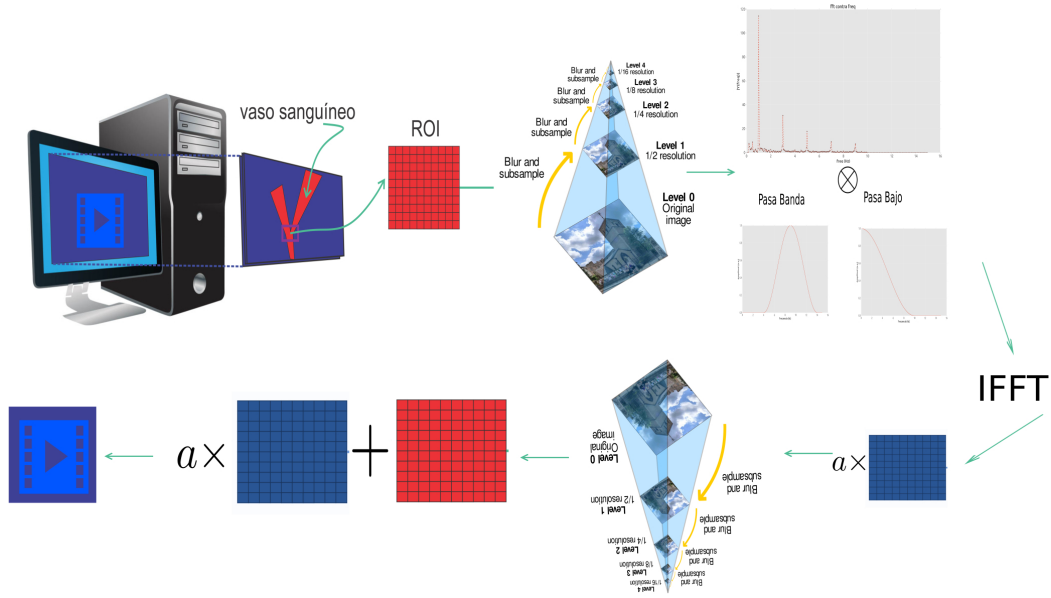


Figura 3.1: Visión general del algoritmo de Amplificación euleriana de la señal de video. El sistema primero descompone la secuencia de vídeo de entrada en diferentes bandas de frecuencia espacial y aplica el mismo filtro temporal a todas las bandas. Las bandas espaciales filtradas se amplifican entonces mediante un factor alfa dado, se añaden de nuevo a la señal original y se colapsan para generar el vídeo de salida. La elección del filtro temporal y los factores de amplificación pueden ajustarse para soportar diferentes aplicaciones.

(FFT) sobre estas señales para determinar el espectro de potencia para $PV_{raw}(t)$.

3.2. Amplificación euleriana de la señal de video

Recientemente se han desarrollado algoritmos capaces de detectar y amplificar cambios en la señal de video que son imperceptibles a simple vista. Estos trabajos [48], se basan en una amplificación euleriana aplicada sobre la señal de video (EVM: Eulerian Video Magnification), la cual consiste en la adaptación de la descripción euleriana del campo de flujo utilizada en la dinámica fluidos. Específicamente, la descripción euleriana se refiere al análisis de la evolución temporal del flujo en cada punto de una región particular del espacio a través del cual se desarrolla el movimiento del fluido. Esta última resulta diferente de una descripción Lagrangiana la cual consiste en el análisis de una parcela de fluido individual mientras ésta se mueve a través del espacio y el tiempo. La implementación del algoritmo EVM consiste en los siguientes pasos:

- Extracción de las imágenes que componen la secuencia de video. En nuestro caso, esto se realizó utilizando la biblioteca OpenCV desde código escrito en lenguaje interpretado Python.

- Extracción de la ROI correspondiente a cada imagen del video. Esta secuencia de ROIs contiene la información relevante, es decir, los cambios producidos por la interacción de la iluminación con el tejido vivo.
- Descomposición piramidal de las ROIs con el objetivo de reducir el número de píxeles a procesar.
- Se define una serie temporal correspondiente a la evolución temporal de la intensidad de cada pixel de la ROI. Específicamente, la secuencia constituida por el pixel i, j extraído de cada ROI, define una señal discreta $I_{ij}(k)$, donde “ k ” es el índice temporal (ver ecuación (3.3)) el cual indica el número de ROI dentro de la secuencia. El tamaño de la ROI ($M \times N$) define el número de señales $I_{ij}(k)$.
- Se implementa la transformada de Fourier sobre cada una de las $M \times N$ señales $I_{ij}(k)$ mediante el algoritmo de Fast Fourier Transform (FFT) [12]. Cabe destacar que esta transformación se aplica en el dominio temporal, es decir, cada serie temporal discreta $I_{ij}(k)$ se transforma al dominio de la frecuencia discreta p : $J_{ij}(p) = F * I_{ij}(k)$. Donde F está dada por:

$$F = \left(e^{-\frac{2\pi i}{K}pk} \right)_{N \times M} \quad p = 0, \dots, K-1 \quad (3.4)$$

- Filtrado en el dominio de la frecuencia. Para lograr este filtrado $J_{ij}(p)$ es multiplicada por una función matemática $W(p)$ denominada ventana. Al multiplicar $J_{ij}(p)$ por esta función el resultado es que las componentes de frecuencia p fuera de una cierta región de interés ($[p_{min}, p_{max}]$) se hacen cero, resultando un nuevo $\tilde{J}_{ij}(p)$ en el cual solo están presentes frecuencias de interés. Este está dado por la ecuación (3.5).

$$\tilde{J}_{ij}(p) = J_{ij}(p) \times W(p) \quad (3.5)$$

- Se realiza la transformación inversa (IFFT) a estas frecuencias filtradas lo que da como resultado una serie de imágenes que son mapas de movimiento. Esto da como resultado una nueva señal en el dominio de tiempo la cual se muestra en la ecuación (3.6).

$$\tilde{I}_{ij}(k) = F^\dagger \times \tilde{J}_{ij}(p) \quad (3.6)$$

- Como k varía desde 0 hasta un valor K llamado el tamaño de la historia de imágenes, las componentes de $\tilde{I}_{ij}(k)$ para el tiempo K forman una imagen $\tilde{I}_{ij}(k = K)$ la cual tiene información de los movimientos a amplificar. Posteriormente es aplicado a la imagen $\tilde{I}_{ij}(k = K)$ una expansión piramidal (interpolación) dando como resultado que el tamaño de esta sea el original.

- La imagen $\tilde{I}_{ij}(k = K)$ ya expandida es multiplicada por un escalar α lo cual hace que está sea amplificada y además es restado su valor medio para lograr centrarla en cero, esto se resume en la ecuación (3.7).

$$\tilde{I}'_{ij}(k = K) = \alpha \times \tilde{I}_{ij}(k = K) - \langle \tilde{I}_{ij}(k = K) \rangle \quad (3.7)$$

- $\tilde{I}'_{ij}(k = K)$ es superpuesta aditivamente con la imagen original de la cámara, dando como resultado que las áreas con movimiento sean intensificadas (ecuación (3.8)).

$$I_{evm} = \tilde{I}'_{ij}(k = K) + I_0 \quad (3.8)$$

- Esta imagen I_{evm} es mostrada, donde una nueva imagen es añadida a la historia de imágenes y los procedimientos anteriores son realizados nuevamente. Por lo anterior tenemos una secuencia de imágenes que da como resultado un video que sigue la evolución temporal del movimiento amplificado donde su duración está dado por el valor de K (ya que como K es la última imagen de la historia de imágenes, la primera imagen del video resultante comienza en ese tiempo K).
- Como Complemento al algoritmo, en cada valor de K la imagen resultante de aplicar evm en cada paso de tiempo I_{evm} es promediada espacialmente, dando como resultado un número que se corresponde con el promediado en la intensidad $\langle I_{evm} \rangle$. Posteriormente se grafican estos valores contra el tiempo dando como resultado una señal filtrada y amplificada.

El algoritmo es programado con ayuda de la biblioteca de procesamiento de señales OPENCV, tanto la selección de la ROI, como la lectura del video y muchos otros procesamiento se realizan con funciones predeterminadas de esta biblioteca. Para implementar la FFT y la IFFT de la señal resultante de analizar cada píxel se utilizó numpy que es una biblioteca del lenguaje interpretado Python de funciones matemáticas de alto nivel. A Continuación se detalla algunas herramientas del algoritmo mencionadas anteriormente como la descomposición piramidal y los filtros utilizados.

3.2.1. Descomposición piramidal

Se basa en aplicar recursivamente un filtro paso bajo y una reducción de tamaño a la imagen para obtener una serie de imágenes cada vez con menos detalle y menor dimensión a partir de dichas operaciones. Si aplicamos esta descomposición en pirámide sobre una imagen volviéndola a reconstruir posteriormente, obtenemos la imagen original sin pérdida (a excepción de posibles errores de redondeo) [15].

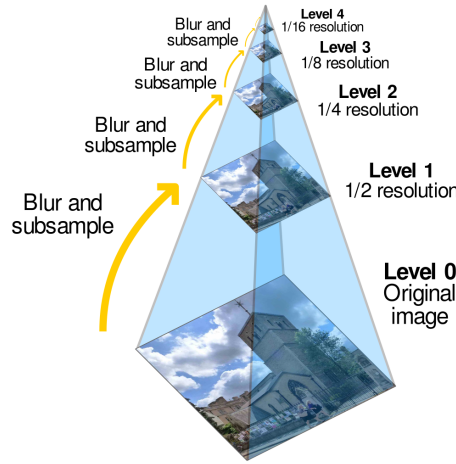


Figura 3.2: Representación visual de una pirámide con 5 niveles (tomado de [25])

Para una imagen I , definimos el nivel 0 de su pirámide gaussiana como la imagen original, mientras que su nivel i -ésimo, con $i \geq 1$, tendría la forma [6]

$$G_{i+1}(x, y) = [w * G_i(x, y)]_{\downarrow 2} \quad (3.9)$$

La notación $\downarrow 2$ se refiere a eliminar la mitad de filas y columnas y análogamente $\uparrow 2$ representa el hecho de duplicar las filas y columnas [15]. La matriz w es el núcleo de la convolución o máscara de desenfoque y viene dada por:

$$w = \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \\ 4 & 16 & 24 & 16 & 4 \\ 6 & 24 & 36 & 24 & 6 \\ 4 & 16 & 24 & 16 & 4 \\ 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

La pirámide es un conjunto de imágenes con diferentes resoluciones, donde su nombre es debido al hecho a que cuando se colocan una encima de la otra colocando la imagen más grande en la parte inferior y la imagen más pequeña en la parte superior parecen una pirámide). Un ejemplo se ve en la figura 3.2.

Cada capa de la pirámide está numerada de abajo hacia arriba, por lo que la capa $(i + 1)$ denominada G_{i+1} es más pequeña que la capa $i(G_i)$. La imagen resultante será exactamente una cuarta parte del área de su predecesor. La iteración de este proceso en la imagen de entrada G_0 (imagen original) produce toda la pirámide.

El proceso inverso se realiza de la siguiente manera:

- Primero, se aumenta la imagen a dos veces la original en cada dimensión, con nuevas filas pares llenas de cero.
- Posteriormente se realiza una convolución con el mismo núcleo mostrado arriba

(multiplicado por 4) para aproximar los valores de los “  xeles faltantes ”

Estos dos procedimientos (downsampling y upsampling como se explicó anteriormente) son implementados por las funciones de OpenCV `cv2.pyrUp` y `cv2.pyrDown`.

3.2.2. Filtrado en el dominio de la frecuencia.

Es una operación matemática que toma una secuencia de números (En este caso la FFT de la señal de entrada $J(p)$) y la modifica produciendo otra secuencia de números (la salida $\tilde{J}(p)$) con el objetivo de resaltar o atenuar ciertas características. Para lograr esto se realiza la aplicación de una ventana (windowing) a la FFT de una señal en el dominio de las frecuencias lo que es equivalente a multiplicar la FFT de la señal por la función window, esto se resume en la ecuación (3.5). El windowing cambia la forma de la FFT de la señal en el dominio de las frecuencias y afecta al espectro [34]. En este trabajo se utilizaron dos tipos de ventana la rectangular y la Hanning

Rectangular

La ventana rectangular tiene un valor de 1 sobre su intervalo de frecuencias. Matemáticamente se define:

$$w[p] = \begin{cases} 1 & \text{amp; si } t \in [0, T] \\ 0 & \text{amp; resto.} \end{cases} \quad (3.11)$$

Hanning

Es el resultado de multiplicar la función Hanning a la FFT de la señal de interés, la ventana de Hanning se define como

$$w(p) = \frac{1}{2} \left(1 - \cos \left(\frac{2\pi p}{L-1} \right) \right) \quad 0 \leq p \leq L-1 \quad (3.12)$$

FILTRADO

Los filtros eliminan frecuencias indeseadas. Dependiendo del rango de frecuencia que dejan pasar o minimizan, los utilizados en esta tesis fueron (figura 3.3):

- Filtro de paso Bajo: Deja pasar frecuencias bajas pero minimiza las altas frecuencias (dejan pasar todas las frecuencias menores de f_c donde es la frecuencia de corte).
- Filtro de paso de Banda: Pasan las frecuencias que est n dentro de una cierta banda de frecuencias (dejan pasar todas las frecuencias entre f_{c1} y f_{c2})

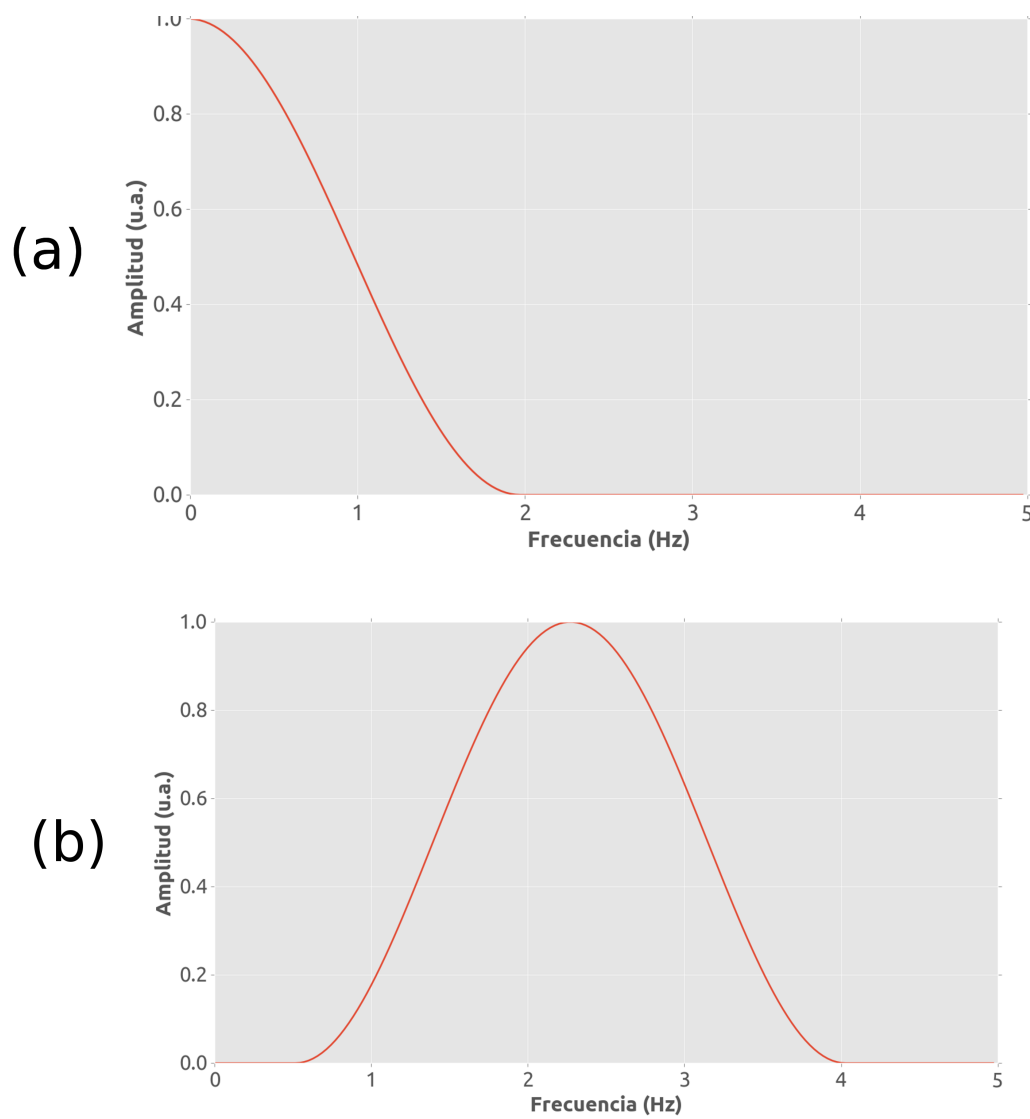


Figura 3.3: Distintos tipos de filtros utilizados en este trabajo. (a) Filtro pasa bajo, (b) filtro pasa banda

Capítulo 4

Resultados

“Un científico debe tomarse la libertad de plantear cualquier cuestión, de dudar de cualquier afirmación, de corregir errores”

— Robert Oppenheimer Físico estadounidense

El objetivo de este capítulo es mostrar los resultados de los experimentos realizados en este trabajo. En la sección 4.1 se utilizó una señal de referencia con el objetivo de comprobar el correcto funcionamiento del algoritmo de promediado de píxeles. La sección 4.2 aborda los experimentos realizados en el tejido vivo. Estos experimentos dan como resultado la señal PPG. Para comprobar que la señal detectada es del tipo de onda PPG se realizaron diversas pruebas. Estas demuestran que tanto la modulación de la tasa de respiración y el estado de reposo del sujeto alteran la forma de esta señal. Finalmente en la sección 4.3 se corroboró que el algoritmo EVM realiza la amplificación de variaciones de pequeña amplitud.

4.1. Caracterización del arreglo experimental

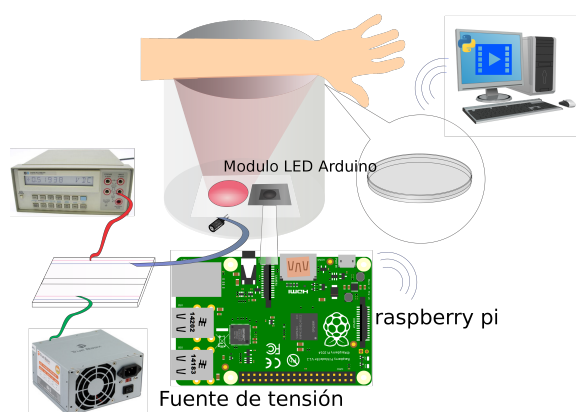
Se realizaron una serie de experimentos introduciendo fluctuaciones controladas en la intensidad de la iluminación aplicada sobre una superficie con el fin de evaluar el desempeño del sistema de adquisición de video en conjunto con el algoritmo descrito en la Sección 3.1. Para la implementación de estos experimentos se utilizó un módulo de LEDs (FC-102 Rainbow RGB LED) constituido por un anillo de 16 LEDs full color (Adafruit 5050 RGB LED). Mediante la conexión del módulo de LEDs a una placa Arduino modelo Leonardo fue posible controlar la intensidad de cada canal (Red, Green, Blue) del arreglo de LEDs a través de tres registros de 8bits. De esta manera, se dispone de 256 pasos (0-255) para la configuración de la intensidad de cada color. El Cuadro 4.1 muestra las distintas longitudes de onda que puede emitir cada LED así

Cuadro 4.1: Parámetros característicos del chip RGB

Color	Longitud de onda (nm)	Intensidad luminosa (mcd)	Voltaje de funcionamiento (v)
Rojo	620-625	700-1000	2.0-2.2
Verde	522.5-525	1500-2200	3.0-3.3
Azul	467.5-470	700-1000	3.0-3.3

como sus especificaciones [49].

El arreglo experimental utilizado para la implementación de estas primeras caracterizaciones se muestra en la Figura 4.1. La placa Arduino permite controlar la frecuencia de encendido-apagado e intensidad de la iluminación aplicada sobre la superficie de una hoja de papel, la cual es filmada por la cámara de video ubicada en el centro del arreglo circular de LEDs. Luego, el video resultante es procesado mediante el algoritmo descrito en la Sección 3.1.

**Figura 4.1:** Montaje experimental de la prueba con LEDs que encienden y apagan.

Se implementaron dos variantes del experimento. En la primera versión, se implementó un control de los LEDs capaz de producir una evolución temporal de la iluminación del tipo onda rectangular, con excursiones entre el valor de iluminación mínimo (todos los LEDs apagados) hasta el valor máximo de intensidad de luz ofrecida por el módulo FC-102 (todos los LEDs encendidos al 100%). Se generaron señales de iluminación con frecuencia fundamental de oscilación entre 0.1Hz a 12Hz. La iluminación generada de esta manera se pudo apreciar a simple vista en la señal de video sin la aplicación de ningún procesamiento.

En la segunda versión del experimento, se utilizó una iluminación del tipo onda rectangular, similar a la recién descrita, pero esta vez variando la intensidad de todos los LEDs en un $\sim 2\%$ de su valor máximo (valor digital del registro de control de 8bits: 250 a 255) alrededor de una intensidad media correspondiente al $\approx 99\%$ del máximo ofrecido por el arreglo de LEDs. El valor medio de la intensidad de luz generada de esta manera se pudo apreciar en la señal de video sin la aplicación de ningún procesamiento.

Sin embargo, es importante destacar que no fue posible distinguir a simple vista los cambios producidos en la señal de video por las pequeñas fluctuaciones del $\sim 2\%$ superpuestas sobre el valor medio de iluminación.

Para el análisis de los resultados obtenidos mediante una iluminación tipo onda rectangular, cabe destacar las siguientes características de su descomposición en serie de Fourier (dominio de las frecuencias):

- La relación que existe entre el tiempo en que la señal se encuentra en estado activo y el periodo de la misma se llama el ciclo de trabajo, y su valor porcentual se define en la Ecuación (4.1), donde D es el ciclo de trabajo, τ es la duración donde la función está en nivel alto (normalmente cuando la función es mayor que cero); T es el periodo de la función. Una onda cuadrada tiene un ciclo de trabajo del 50 % en donde los intervalos temporales correspondientes al máximo y mínimo de amplitud son iguales.

$$D = \frac{\tau}{T} \times 100 \% \quad (4.1)$$

- La representación en serie de Fourier de una onda cuadrada ($D = 50 \% \Rightarrow \tau = T/2$) de período fundamental T y amplitud A se puede escribir como,

$$\begin{aligned} x_{\text{cuadrada}}(t) &= \frac{2A}{\pi} \sum_{k=1}^{\infty} \frac{\sin(2\pi(2k-1)ft)}{2k-1} \\ &= \frac{2A}{\pi} \left(\sin(2\pi ft) + \frac{1}{3} \sin(6\pi ft) + \frac{1}{5} \sin(10\pi ft) + \dots \right) \end{aligned} \quad (4.2)$$

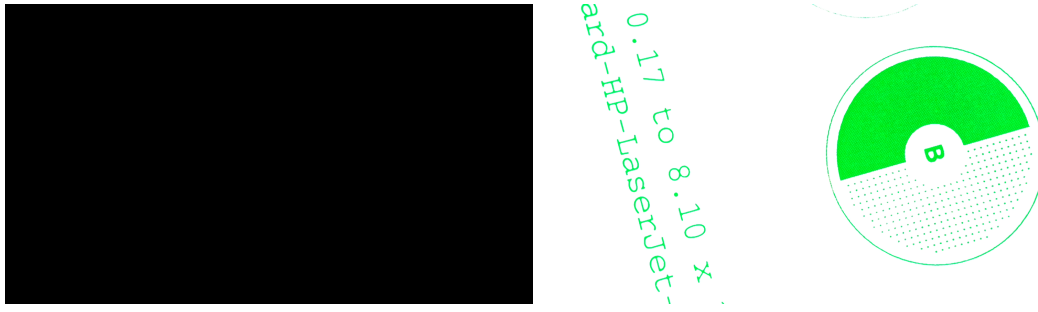
donde $f = 1/T$. Cabe destacar que una onda cuadrada ($\tau = T/2$) de período fundamental T , está constituida solo por componentes armónicas impares de frecuencia $(2k-1)/T$

- Las amplitudes de los componentes de onda sinusoidal de frecuencias más altas disminuyen con $\frac{1}{2k-1}$ donde $2k-1$ es el número del armónico

En las siguientes secciones se mostrará la aplicación de los algoritmos de este trabajo a los resultados de los experimentos realizados con el montaje experimental anteriormente descrito.

4.1.1. Caracterización 1: Fluctuaciones controladas de gran amplitud en la intensidad de iluminación

En este experimento, el arreglo de LEDs se configuró para proporcionar luz de color verde ($R=0, 0 < G < 255, B=0$). La señal de video se adquirió a 30FPS y la velocidad del



(a) Imagen extraída del video de la primera implementación en donde todos los LEDs estaban apagados

(b) Imagen extraída del video de la primera implementación en donde todos los LEDs estaban en su máximo valor de intensidad

Figura 4.2: Imágenes extraídas de un video de la primera implementación, Se muestra los dos posibles estados del sistema, (a) todos los LEDs apagados, (b) todos los LEDs en su máxima intensidad permitida por el hardware

obturador de la cámara (*shutter speed*) se configuró en su valor máximo para esta tasa de adquisición (1/30 seg). La resolución utilizada en estas mediciones fue de 1920x1080 píxeles. El resto de los parámetros de la cámara (brillo, contraste, etc.) se configuraron en forma manual deshabilitándose el ajuste automático por parte del sistema de adquisición de video.

A partir de las imágenes de la Figura 4.2 es posible inferir que la evolución temporal de la intensidad de las imágenes tendrá la forma de una onda rectangular.

Mediante el módulo Arduino podemos programar cuanto tiempo está encendido el arreglo de LEDs y cuánto tiempo está apagado, colocando el mismo tiempo en los dos estados, el periodo de la onda cuadrada tendría un valor $T = t_{on} + t_{off} = 2t_{on}$, donde t_{on} es el tiempo en que permanece encendido, t_{off} el que permanece apagado. La frecuencia fundamental correspondiente a la evolución temporal de la iluminación registrada en el video está dada por $f = 1/T = 1/(2t_{on})$ y se debería reflejar como un pico en el espectro de frecuencias.

La superficie iluminada fue una hoja de papel, en el video resultante el tamaño de la ROI seleccionada en el algoritmo fue de 500x500 píxeles.

Se utilizó una frecuencia de 1Hz debido a que se encuentra en el rango de frecuencias esperado para la componente AC de la señal PPG. El módulo de LEDs se programó a un tiempo de encendido y apagado de 1000 mseg.

Con respecto al espectro de frecuencias vemos que tal como se esperaba el armónico fundamental esta aproximadamente en 1 Hz, el cual es el valor que experimentalmente fijamos. En la Figura 4.3 se observa que los armónicos solo aparecen para múltiplos impares del armónico principal y que cada armónico disminuye como $1/n(\text{armónico})$.

Es importante notar que se realizaron pruebas con otras frecuencias de variación como son 0.1 Hz, 0.5 Hz, 5 Hz en cada espectro de frecuencia de cada una de estas mediciones aparece un armónico principal correspondiente a su frecuencia configurada

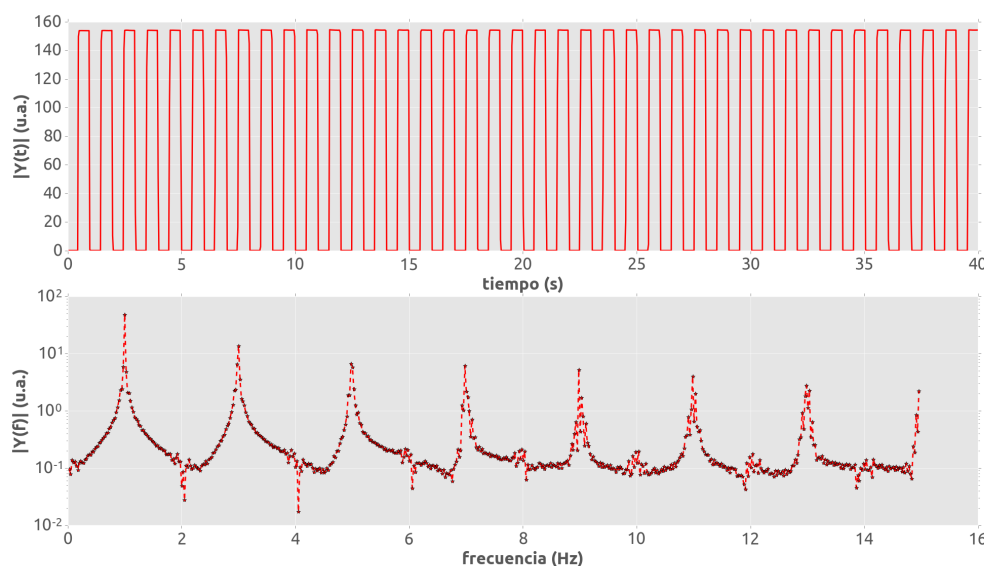


Figura 4.3: La parte superior es el gráfico de la señal resultante de aplicar el algoritmo de promediado de píxeles con una ROI de 500x500 al canal rojo del video del parpadeo de los LEDs a 1 Hz de frecuencia con una resolución de 1920x1080 píxeles. La parte inferior es el resultado de FFT aplicada sobre la señal anterior.

y además todo lo anteriormente discutido funciona para estos valores.

4.1.2. Caracterización 2: Fluctuaciones controladas de pequeña amplitud en la intensidad de iluminación

Esta prueba del algoritmo es importante debido a que involucra el procesamiento de cambios imperceptibles para el ojo humano. El montaje es similar al descrito en la Sección 4.1.1, pero en este caso se utilizaron fluctuaciones en la intensidad de la iluminación de aprox. 2% del rango permitido por el arreglo de LEDs utilizado (fluctuaciones de 250 a 255 en términos de la codificación de 8 bits que permite controlar la intensidad de cada LED). La Figura 4.4 muestra dos imágenes extraídas de un video de la presente serie de mediciones.

Como se desea comprobar que lo detectado por la cámara al realizar el experimento con el tejido es la señal PPG, se realizara una prueba del algoritmo con una señal donde tanto su forma como el espectro de frecuencias son conocidos. La ventaja de conocer previamente estos datos es que el resultado del algoritmo puede ser comprobado o refutado de una manera precisa.

Como es mostrado en la Figura 4.5 este algoritmo es capaz de detectar las variaciones de pequeña amplitud del módulo LED ($\sim 2\%$), lo cual es comprobado con la forma de la señal resultante que es una onda cuadrada tal como se esperaba. Sumado a esto está el hecho que la frecuencia fundamental es de alrededor de 1 Hz, que se corresponde

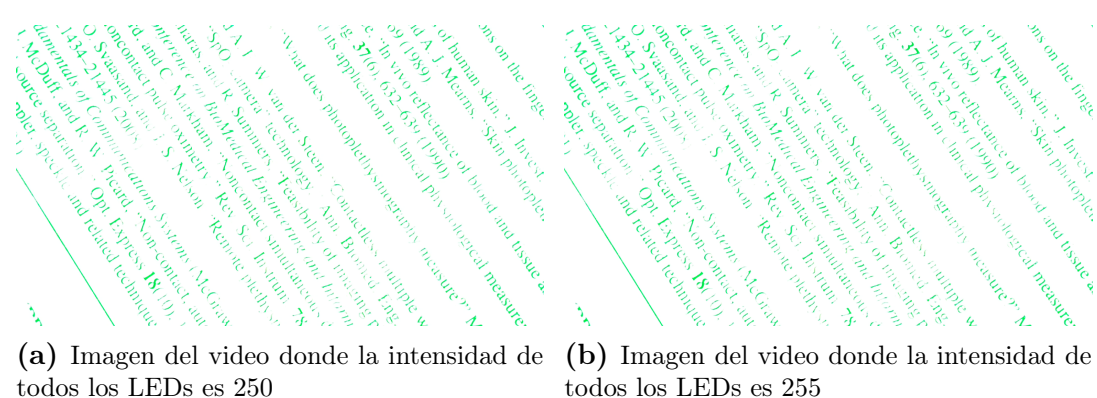


Figura 4.4: Fotogramas extraídos de un video de la primera segunda implementación, donde se muestra los dos posibles valores de intensidad 250 o 255, claramente se ve que las diferencias no son notorias.

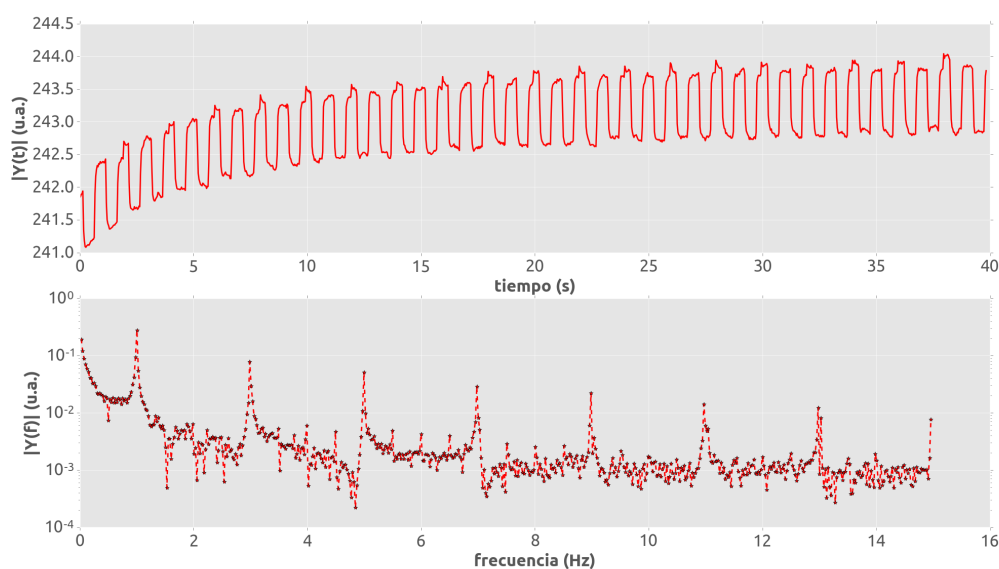


Figura 4.5: La parte superior es el gráfico de la señal resultante de aplicar el algoritmo de promediado de píxeles con una ROI de 500x500 al canal rojo del video del parpadeo de los LEDs a 1 Hz de frecuencia con una resolución de 1920x1080 píxeles. La parte inferior es la FFT aplicado sobre la señal anterior.

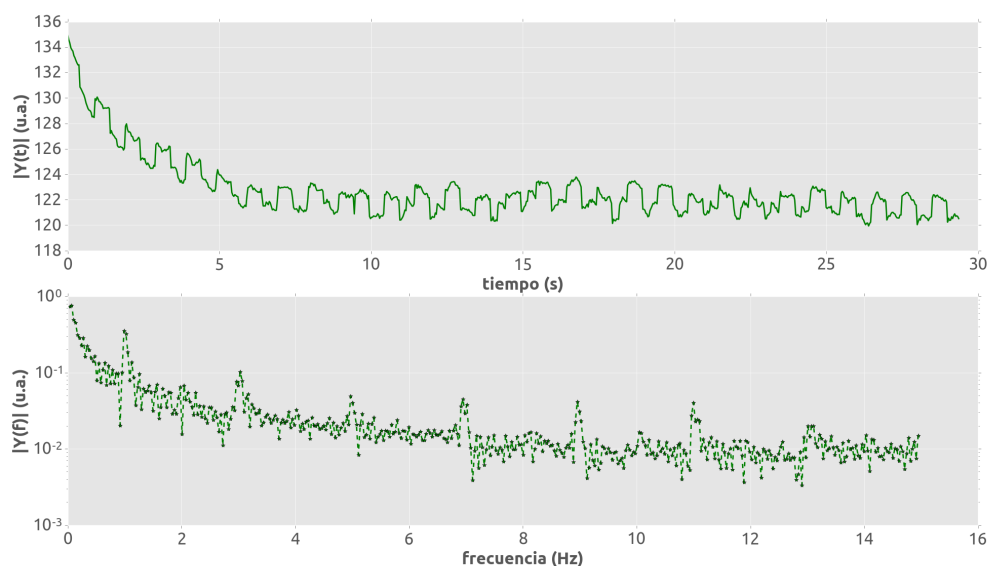


Figura 4.6: la parte superior es el gráfico de la señal resultante de aplicar el algoritmo de promediado de píxeles al canal verde del video del parpadeo de los LEDs a 1 Hz de frecuencia con el autoajuste de los parámetros encendido y la parte inferior es la FFT aplicado sobre la señal anterior.

con lo implementado.

La Figura 4.5 muestra además que sólo aparecen armónicos en frecuencias impares y que la amplitud disminuye como $1/n$ en cada armónico que corresponde a propiedades de una onda cuadrada. La señal detectada se corresponde con la iluminación aplicada por el módulo de LEDs lo cual da importancia a este resultado.

La conclusión de esta prueba es que el algoritmo es capaz de detectar variaciones imperceptibles para el ojo humano (variación $\sim 2\%$) a frecuencias cercanas a nuestra frecuencia de interés (1Hz). Finalmente al igual que en el caso de variaciones de amplitud más pronunciadas diversas pruebas fueron realizadas y se obtuvieron los mismos resultados del cumplimiento de las propiedades anteriormente dichas.

4.1.3. Caracterización 3: Artefactos introducidos por el ajuste automático de la cámara de video

En esta sección se resumen los resultados que muestran el efecto del ajuste automático de la cámara sobre la señal de video. A partir de estos resultados se concluye que es importante fijar todos los parámetros manualmente. Para demostrar esto, se utilizó la misma configuración experimental con la que se obtuvieron las mediciones descritas en el sección 4.1.2, pero en este caso se permitió el ajuste automático de los parámetros del sistema de adquisición de video.

Los resultados se muestran en la Figura 4.6. Como se ve reflejado en los resultados,

el autoajuste hace que la señal sea distorsionada. Se realizaron pruebas en donde se monitoreaban los valores de los parámetros en la duración del video, la conclusión fue que el parámetro que más cambia en el tiempo es el balance de blancos, el cual en busca de mejorar la calidad de la imagen, realiza una variación en el color dando como resultado variaciones adicionales a las impuestas por la variación de los LEDs. Estos efectos hacen que el resultado no sea correcto y el mayor problema es que como son variaciones del orden de las frecuencias de interés su filtrado no es posible con filtros lineales. Para evitar este problema lo ideal es realizar todas las mediciones con ajuste manual de los parámetros. Una conclusión importante de esta prueba es que para tener una mejor señal y un mejor resultado que no esté contaminado por un ruido indeseado se debe evitar el autoajuste de la cámara y fijar los parámetros de tal manera que se optimice la calidad de la señal.

4.2. Mediciones de la señal fotopletismográfica

En los primeros experimentos del trabajo se obtuvieron señales ruidosas. Esto motivó a realizar experimentos que permitieron identificar ciertos parámetros críticos que darían como resultado la detección de la señal PPG. Los parámetros críticos que resultaron de estos experimentos son detallados a continuación.

- Longitud de onda de la luz: como la profundidad a la que la luz penetra en el tejido para una intensidad dada depende de la longitud de onda es importante configurar este parámetro dependiendo de nuestras necesidades.
- Intensidad de la iluminación: La señal PPG fue detectada cuando el nivel de iluminación saturó un porcentaje de pixeles que corresponde a un nivel de iluminación alto. En este trabajo fue verificado que la cantidad de pixeles saturados no sobrepaso el 5 % garantizando que las mediciones no fueran afectadas.
- Estabilidad temporal de la fuente de luz: debido a que las pequeñas variaciones de la fuente de tensión puede afectar la estabilidad temporal de la fuente de luz, introduciendo efectos a nuestra señal, fueron utilizados condensadores en las conexiones para compensar este efecto.
- Uniformidad espacial de la iluminación.
- Autoajuste por parte del sistema de video: El autoajuste introduce efectos a la medición debido a que modifica directamente la adquisición de video. Algunos parámetros de este autoajuste dan como resultado una variación en los valores de intensidad y de color de los pixeles. Es fundamental configurar estos parámetros de forma manual para evitar estos efectos.

Cuadro 4.2: parámetros de adquisición de video

Parámetro	Valor
FPS	30
SS	16666
Autoajuste	Apagado
Resolución	1296 \times 972
Formato	h264
ROI	500x500
ISO	100
Nitidez, Contraste, Saturación	0
Brillo	50
Cámara	Luz visible

- Artefactos debidos al sistema de adquisición de video: nuestro hardware introduce picos invertidos a la toma de datos. Mediante pruebas se comprobó que esto es dependiente del valor del fps tomado, concluyendo que un valor bajo como 10 fps no afecta de forma considerable la señal PPG.
- Artefactos de movimiento: Esto introduce frecuencias no deseables en nuestra zona de interés. Para evitar cualquier eventual movimiento un vidrio fue utilizado para mejorar la estabilidad de la toma de datos.
- Presión sobre la superficie del tejido: Esto mejora la amplitud de la señal PPG.
- Región del tejido a medir.
- Componente no deseada de la luz reflejada mediante el uso de polarizadores.

4.2.1. Resultados obtenidos mediante la iluminación de superficie inerte/tejido vivo utilizando los leds arduino

En esta medición se utilizaron los LEDs FC-102 Rainbow RGB programados con el módulo Arduino Leonardo como fuente de luz. Se programaron los LEDs para que emitieran luz blanca (se configuraron desde el módulo Arduino las 3 componentes RGB en su valor máximo: 255). En la Figura 4.7 se muestra que esta medición no contaba con los polarizadores tanto en la cámara como en los LEDs por lo que la luz reflejada en el vidrio produce una cantidad significativa de píxeles saturados (alrededor de 20%). Se le pidió al sujeto que evitara cualquier movimiento y ejerciera presión sobre la palma de su mano apoyándola en el vidrio. Durante esta medición el ciclo de respiración del sujeto fue el natural, es decir, no se indujo ningún control sobre la duración de los períodos de inspiración y espiración. Los parámetros de configuración de este video se muestran en el cuadro 4.2.

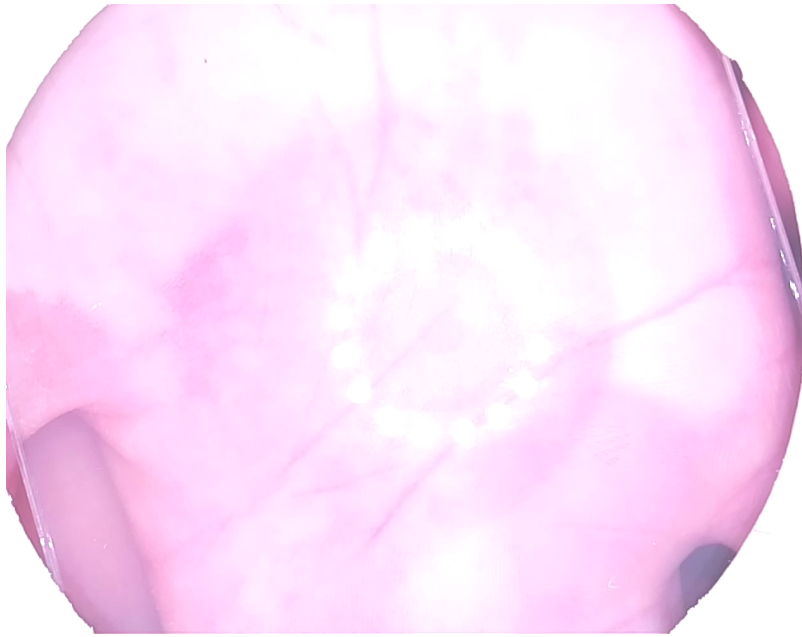


Figura 4.7: Imagen extraída de un video donde se ve la reflexión por parte del vidrio de los LEDs

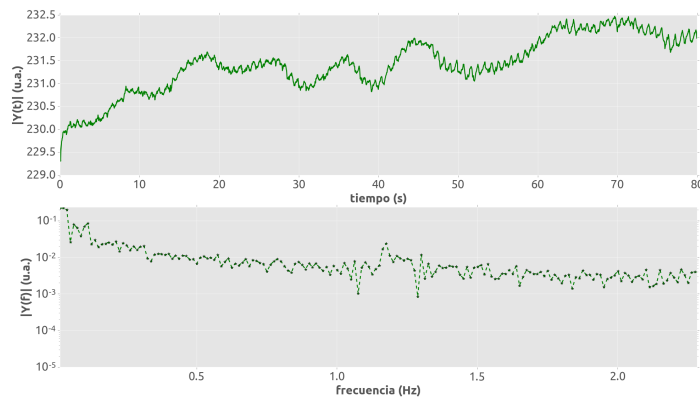


Figura 4.8: Resultado de aplicar el algoritmo al video de la medición 1 (canal verde).

Los resultados obtenidos al procesar este video con el algoritmo descrito en la sección 3.1 se muestran en la Figura 4.8. En el espectro de frecuencias vemos un pico en 1.18 Hz que se podría corresponder con una frecuencia cardíaca de 70.8 latidos por minuto (LPM). Este valor resulta consistente con el estado de reposo con que fue tomada la medición. A partir de este resultado preliminar surgió la necesidad de verificar si las fluctuaciones alrededor de 1.2Hz son generadas por efectos de la fuente de luz. Para tal fin se implementó el experimento que se detalla a continuación.

En esta prueba se iluminó con los LEDs FC-102 Rainbow RGB una hoja de papel blanco en la cual se imprimió un patrón geométrico (Figura 4.9), posteriormente se filmó y se aplicó el algoritmo de promediado al video resultante, el resultado se muestra en la Figura 4.10. Esta medición permitió identificar que existen efectos que se encuentran

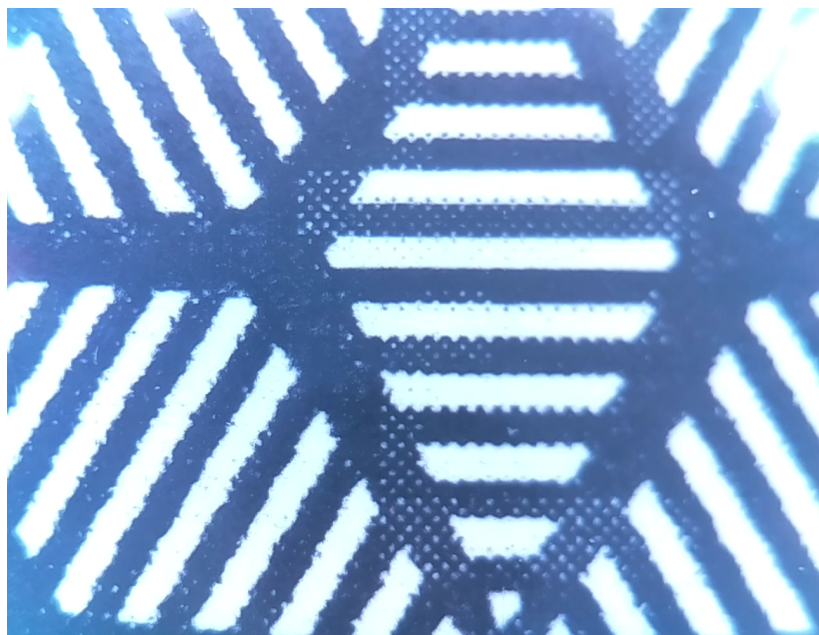


Figura 4.9: Imagen extraído de la prueba con la hoja blanca con un patrón impreso en donde se probara que la luz incidida por estos no es estable

en la misma banda de frecuencia que la señal de interés (onda PPG) lo cual hace que los resultados no sean tenidos en cuenta por el hecho que no sabríamos qué di origen a esos picos.

Como deseamos una fuente lo más estable posible la fuente de luz suministrada por los LEDs controlados por el módulo arduino fue descartada y en las siguientes mediciones se utilizó iluminación estabilizada.

4.2.2. Resultados obtenidos utilizando una fuente de luz estable

En esta serie de mediciones se sustituyeron los LEDs programados con arduino por LEDs sin electrónica de control, es decir, alimentados a través de resistencias limitadoras por una fuente de tensión estabilizada. Para estabilizar la tensión de alimentación suministrada a los LEDs, se utilizaron capacitores electrolíticos y cerámicos. Estos capacitores se conectaron en paralelo directamente sobre los terminales de alimentación del arreglo de LEDs. La función de éstos es compensar cualquier subida o bajada de tensión por parte de la fuente de alimentación. Por otra parte, se utilizaron polarizadores que atenuaban la luz reflejada de los LEDs por parte del vidrio.

Se procedió a realizar una prueba similar que en el caso anterior, iluminando la misma hoja con impresiones con esta fuente de luz, los parámetros utilizados se resumen en el cuadro 4.3.

Los resultados se muestran en la Figura 4.11. Persiste el problema de que aún siguen apareciendo frecuencias que caen en nuestra zona de interés, pero en este caso la señal resultante de aplicar el algoritmo de promediado de pixeles es periódica, lo cual esta

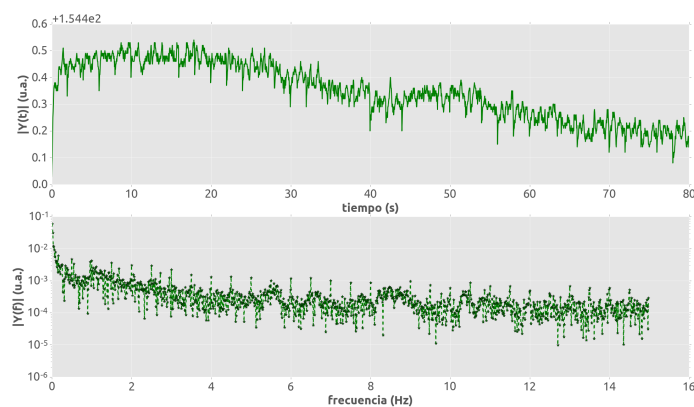


Figura 4.10: Espectro resultante de aplicar el algoritmo de promediado de pixeles a una hoja blanca incidida por los LEDs programados con arduino, nótese los picos cercanos a la zona de interés

Cuadro 4.3: parámetros de adquisición de video

Parámetro	Valor
FPS	30
SS	8333
Resolución	1296×972
Formato	h264
ROI	500x500
ISO	100
Nitidez, Contraste, Saturación	0
Brillo	50
Cámara	Luz visible

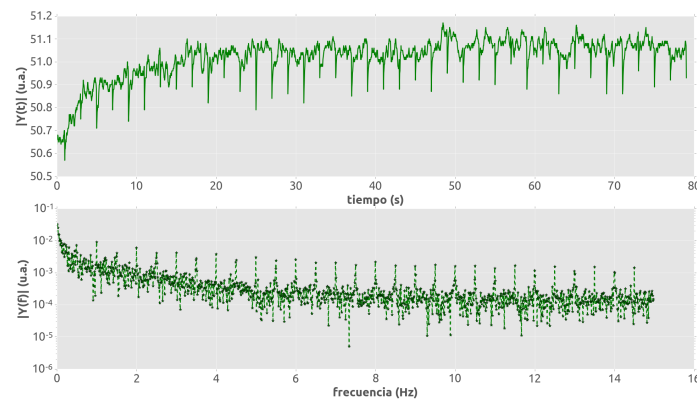


Figura 4.11: Espectro del video de la prueba de la nueva fuente de luz (canal verde), nótese unos picos descendientes que son periódicos, en este caso cada 2 segundos.

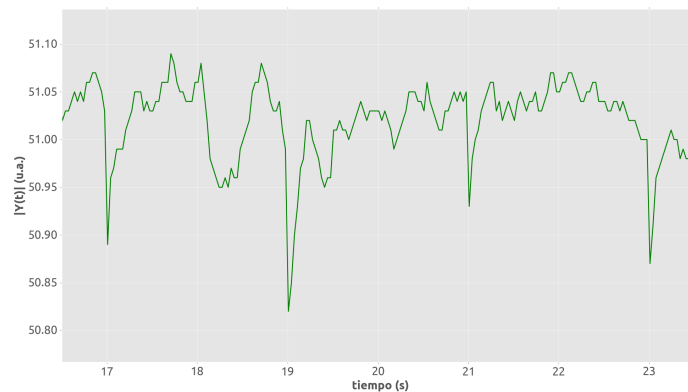


Figura 4.12: Picos periódicos aparecen en el procesamiento de la filmación del video, estos se repiten cada dos segundos

evidenciado en la Figura 4.12. En esta existen unos picos inversos que aparecen en 19, 21, 23 y 25 segundos lo que sugiere que el periodo es de 2 segundos, por lo anterior el armónico principal de esta señal aparecerá en 0.5 Hz y es seguido por sus armónicos. El problema es que estas frecuencias caen en nuestra zona de interés (sobre todo las variaciones de la respiración es decir la señal cuasi-DC) y por ende debemos buscar una posible solución.

Nuestra hipótesis es que los picos que aparecen en los videos de la hoja con patrón son ocasionados por efectos debidos al sistema de adquisición de video. Para comprobar esta hipótesis y corroborar que esto es ocasionado por el hardware y no por la fuente de tensión se procedió a realizar la siguiente prueba: la hoja es filmada para distintos fps y posteriormente estos videos son procesados. Si el periodo de la señal resultante no cambia con la tasa de velocidad de la imagen la conclusión es que el problema es debido a la estabilidad de la fuente, en caso contrario es debido al hardware.

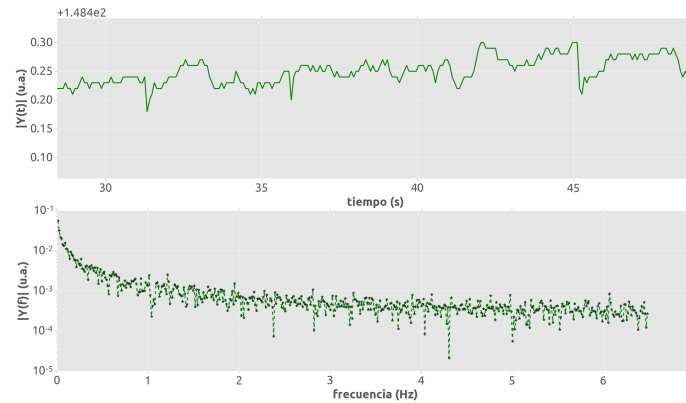


Figura 4.13: Picos periódicos aparecen en el procesamiento de la filmación del video, estos se repiten cada 4.59 segundos

Prueba con 13 FPS

En esta prueba se configuró la mayor parte de los parámetros del video con los valores listados en el cuadro 4.3 solo fueron modificados la tasa de imágenes a un valor de 13 FPS y el shutter speed a 38461 ms. La Figura 4.13 refleja que el periodo de la señal cambia con respecto al anterior caso, dando soporte a nuestra hipótesis de que el problema es dado por el hardware. En este caso los picos aparecen en 31.36, 35.95, 40.5 segundos, dando aproximadamente un periodo de 4.59 segundos por lo que la frecuencia del pico principal es de 0.21 Hz. Si bien los armónicos de este pico pueden caer en la zona de interés sus amplitudes son muy bajas para tener un efecto considerable sobre nuestra señal de interés.

Prueba con 10 FPS

Al disminuir el FPS aumento el periodo de la señal y por ende disminuyo la frecuencia en que aparece el armónico principal, para comprobar que a menor FPS el periodo es mayor se realizó una medición con 10 fps, el resultado en el canal verde se muestra en la figura 4.14. En este caso el periodo de la señal es de 5.95 segundos, el cual es mayor que los 4.59 del anterior caso.

El armónico principal aparece en 0.16 Hz lo cual caería sobre la zona de frecuencias debido a la respiración pero no la del ritmo cardíaco. Como las frecuencias debidas a la respiración son más marcadas que las del ritmo cardíaco este resultado no influirían en estas. Por lo anterior se decidió que todas las mediciones posteriores se realizaran a 10 fps.

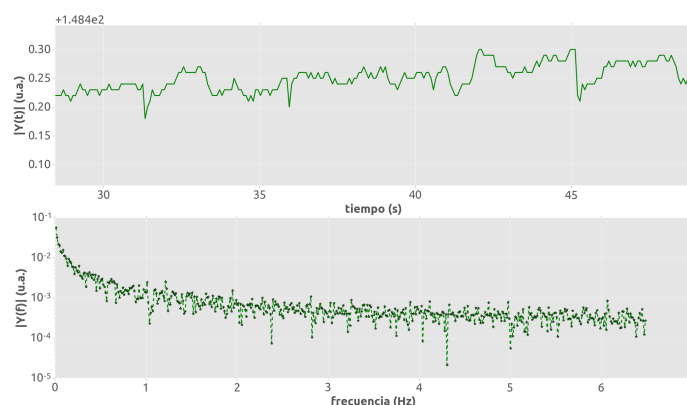


Figura 4.14: Picos periódicos aparecen en el procesamiento de la filmación del video, estos se repiten cada 5.95 segundos

4.2.3. Resultados obtenidos mediante la iluminación de superficie inerte/tejido vivo utilizando fuente de luz estable (linterna, LEDs), adquiridos a distinto frame rate

A continuación se muestran los resultados obtenidos teniendo en cuenta los aspectos experimentales críticos que fueron discutidos en las secciones anteriores. Los parámetros de configuración del video se muestran en el cuadro 4.4. Las condiciones experimentales correspondientes a esta medición fueron:

- Utilizar una fuente de luz más intensa y polarizadores tanto en la cámara como en los LEDs
- condensadores en las conexiones de los LEDs para evitar inestabilidades en la iluminación dadas por posibles variaciones de la fuente
- Utilización de un vidrio que sirve como soporte y permite realizar presión sobre el tejido
- La zona de iluminación fue la palma de la mano

Relación señal a ruido (SNR)

Para evaluar de forma cuantitativa la calidad de la señal PPG se calculó en el espectro de frecuencias la relación entre la potencia de la señal útil y la potencia del ruido la cual se denomina relación señal a ruido (SNR). Para calcular esta relación se parte de dividir la potencia de la señal entre la potencia del ruido, esto indica cuantas veces es más grande la señal que el ruido. Esto se muestra en la ecuación (4.3).

$$SNR = \frac{P_{seal}}{P_{ruido}} \quad (4.3)$$

Cuadro 4.4: parámetros de adquisición de video

Parámetro	Valor
FPS	10
Resolución	1296 x 972
Formato	h264
ROI	500x500
ISO	100
Nitidez, Contraste, Saturación	0
Brillo	50
Cámara	Luz visible

Como la potencia es el cuadrado de la amplitud, la relación anterior también es equivalente a

$$SNR = \frac{P_{seal}}{P_{ruido}} = \left(\frac{A_{seal}}{A_{ruido}} \right)^2 \quad (4.4)$$

En nuestro caso A es el valor de amplitud de los picos del espectro de frecuencias de la señal de interés. Basándose en la definición de decibelios, la relación señal ruido pueden expresarse en esta unidad como

$$SNR_{dB} = 10 \log_{10} (SNR) \quad (4.5)$$

$$= 10 \log_{10} \left[\left(\frac{A_{seal}}{A_{ruido}} \right)^2 \right] \quad (4.6)$$

$$= 20 \log_{10} \left(\frac{A_{seal}}{A_{ruido}} \right) \quad (4.7)$$

$$= 20 \log_{10} (A_{seal}) - 20 \log_{10} (A_{ruido}) \quad (4.8)$$

$$= P_{seal,dB} - P_{ruido,dB} \quad (4.9)$$

Es importante notar que cuando el nivel de ruido es igual al de la señal (Una relación 1: 1) SNR da como resultado 0 dB , por tanto una relación superior a 1:1 (superior a 0 dB) indica que hay más señal que ruido. Además cuando la potencia de la señal disminuye a la mitad SNR toma un valor de 3.010 dB , un valor por encima de 3.010 dB indicaría que la cantidad de señal con respecto al ruido es más que el doble. La estrategia en este trabajo para calcular esta relación fue la siguiente:

- Se calcula el espectro de potencias $|Y|^2$ de la señal de interés el cual es transformado en dB mediante la relación:

$$|Y|_{dB}^2 = 20 \log_{10} \left(\frac{|Y|}{\max|Y|} \right) \quad (4.10)$$

- Se calcula la potencia del pico de interés P_{seal} que en nuestro caso es el correspondiente al ritmo cardíaco. Centrado en este pico se toma una banda de interés de ancho 1.3 Hz. Posteriormente se calculan 10 valores de potencia de cada extremo, los cuales son promediados, dando como resultado un valor medio de la potencia del ruido P_{ruido} .
- Finalmente el valor de SNR es calculado como la diferencia entre estos dos valores, que está dado por la ecuación (4.9).

Como comentario adicional el valor de SNR no es independiente del algoritmo utilizado debido a que un algoritmo más eficiente posiblemente podría mejorar esta relación como consecuencia de la disminución del ruido de fondo. La importancia del valor de SNR radica en poder comparar distintas variaciones del hardware con el mismo algoritmo, en donde una mejora significativa es lograda cuando este valor es aumentado.

Análisis de los datos. Medición 1

En esta medición se pidió a un sujeto que apoyara su mano sobre el vidrio relajando el brazo sobre la mesa en una posición cómoda y que evitara cualquier movimiento. Se le pidió que el ritmo de respiración fuera el usual. Como se discutió anteriormente al tomar una tasa de imágenes de 10 fps el primer armónico cae en la zona de interés de la respiración. Como en esta medición estamos interesados en el ritmo cardíaco, este pico no debería interferir en su análisis.

Posteriormente se seleccionó un ROI, que cubre la mayor parte de la imagen de palma como se muestra en la Figura 4.15a. Todos los valores de píxel dentro de este ROI fueron promediados espacialmente resultando en un valor promedio único por cada imagen registrada. La representación temporal de este valor medio durante todo el vídeo grabado se muestra en la Figura 4.15b. La relación de la modulación del valor medio de píxel al nivel de DC es aproximadamente de 0.11 lo que es suficiente para el reconocimiento de los procesos fisiológicos cardíacos y respiratorios después del análisis de Fourier.

La Figura 4.16 muestra una comparación de la señal resultante en los cuatro canales. Se evidencia que la de mayor amplitud es la verde y que el canal azul no cens  información alguna. La señal del canal rojo aporta información similar al del canal verde. Para comprobar si el promediado de la señal roja y verde dado en el canal gris hace alguna mejora se calculó el valor de SNR del canal verde y gris. El procedimiento seguido fue el de la sección 4.2.3, en ambos casos se obtuvo un valor de SNR aproximadamente de 25 dB, este valor significa que la señal es 316 veces el ruido. Lo anterior sugiere que al promediar los dos canales (rojo y verde) no se obtiene una mejora significativa en el resultado. Por lo anterior y considerando que la señal de mayor amplitud es la verde en las sucesivas mediciones está será el canal utilizado.

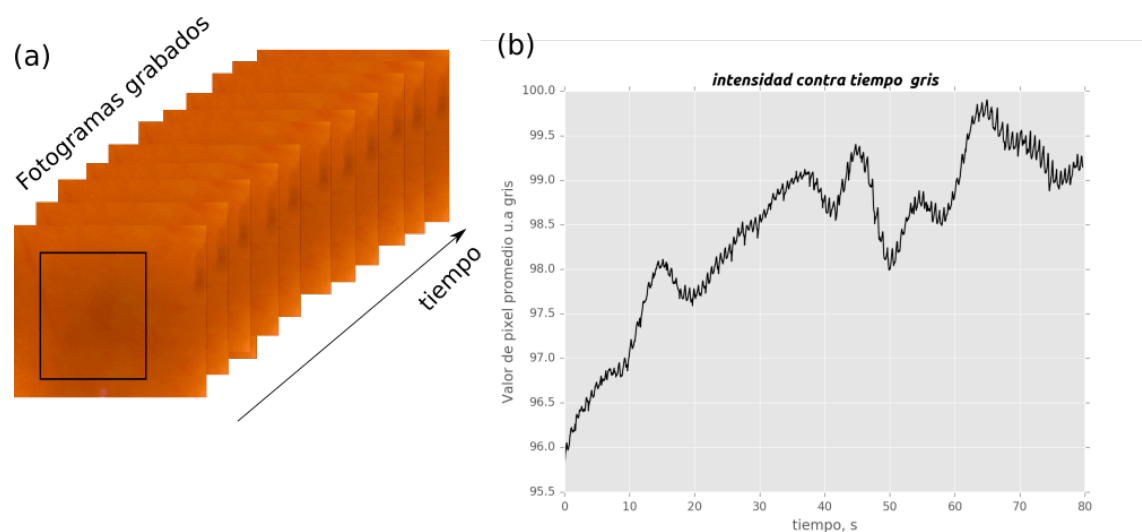


Figura 4.15: (a) Ejemplo de las imágenes registradas con el ROI seleccionado. (b) Evolución del promedio espacial de los píxeles durante el video grabado.

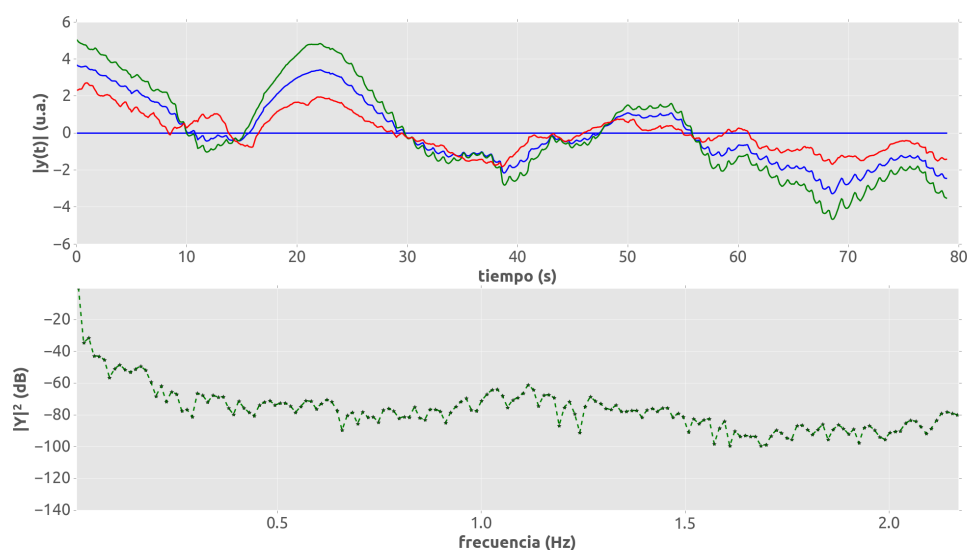


Figura 4.16: Se muestra la señal resultante de los cuatro canales. Para realizar una comparación el valor medio de cada señal es restado centrando cada una en cero. La figura muestra que el canal con mejor amplitud es el verde y en este caso el canal azul no tiene información relevante. El espectro mostrado es el del canal verde debido a que junto al gris tienen una excelente SNR.

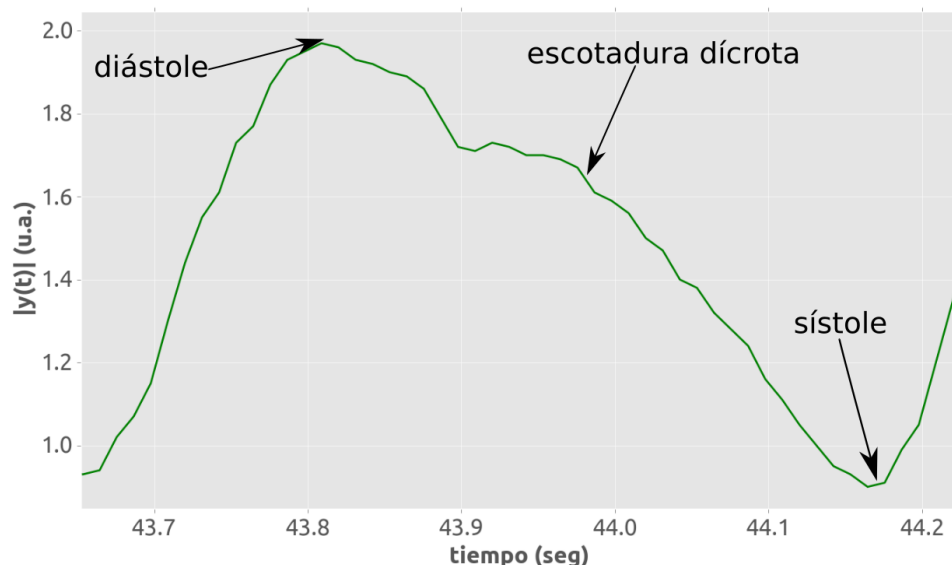


Figura 4.17: Señal cruda resultante de aplicar el algoritmo de promediado. La Forma de onda es comparable con la de una señal PPG debido a que está presente la escotadura dicrota algo característico de esta forma de onda.

La Figura 4.16 también muestra el espectro de frecuencias del canal verde donde la componente pulsátil es visible. El pico de esta componente está situado a 1,11 Hz que se corresponde con un ritmo cardíaco de 66 LPM. El pico de la componente cuasi-DC debido a la respiración está situada en 0,16 Hz. Como se evidencia en la Figura 4.16 los picos correspondientes al ritmo cardíaco y a la respiración están ensanchados (técnicamente no son picos son bandas de frecuencia). Lo anterior es debido en parte a las inestabilidades de las tasas de los procesos fisiológicos durante el tiempo de la grabación de las imágenes y en parte a los efectos de movimiento que no fueron posible quitar.

En la Figura 4.17 se muestra el resultado del algoritmo de promediado aplicado al video de esta medición. Esta forma es comparable con una onda PPG estándar. En este trabajo las formas de onda derivadas de la cámara han sido invertidas con el objetivo que sus ejes verticales correspondan a la absorción de luz. Siendo la absorción de luz directamente proporcional a la forma de onda de la presión arterial periférica y la intensidad de luz recibida inversamente proporcional. Los picos sistólicos y diastólicos, junto con la muesca dicrotica (la inflexión en la forma de onda asociada con un retroceso momentáneo de la sangre causada por el cierre abrupto de la válvula aórtica) son visibles en la Figura 4.17.

La profundidad de penetración de la luz en la piel definida como la longitud de la trayectoria en que la intensidad de la luz decae hasta $1/e \sim 37\%$ de su valor inicial se ha estimado en 0.4 a 2.0mm [7, 9]. Las arterias se encuentran típicamente a más de 3 mm por debajo de la epidermis en la muñeca, y más profundo en la palma [13]. Kamshilin et al [28], tuvieron en cuenta estos datos y supusieron la aplicabilidad de la

ley de Beer-Lambert modificada a la propagación de la luz en el tejido biológico [23]. En combinación con una mayor absorción de luz por los eritrocitos [18], Estimaron que la relación AC/DC no puede exceder el 0,7 %.

En nuestro caso, para el cálculo de la relación AC/DC se utilizó la función de `numpy.scipy.stats.signaltonoise` donde se divide la media de los datos sobre su desviación estándar que en este caso se corresponde con el nivel DC y AC respectivamente, con lo anterior se encontró que la amplitud PPG promedio fue del 2,6 %, lo que es más alto que el valor estimado anteriormente [28]. Nuestros resultados son consistentes con el modelo propuesto por Alexei A. Kamshili et al [28].

Análisis de los datos. Medición 2

El algoritmo descrito en la Sección 3.1 es aplicado a los videos resultantes de estas mediciones. Para comprobar que la señal detectada corresponde a la señal PPG se realizó una prueba controlando el ritmo de respiración. Se pide al sujeto que inhale y exhale a una tasa constante impuesta por él. Al realizar el procesado el resultado debe reflejar esta periodicidad. Esto es de gran valor por dos razones, la primera es que sirve como una excelente prueba de que nuestro resultado es la señal PPG y la segunda es que estamos comprobando que el sistema respiratorio hace parte de la modulación de esta señal, como tantos trabajos sobre el tema han descrito.

Esta medición se tomó a una tasa de 10 fps. El sujeto de esta prueba es diferente a la del anterior caso, esto es importante porque muestra que el algoritmo sirve para distintos sujetos. En la primera prueba se le pidió al sujeto que inhalara y exhalara a un ritmo constante de 5 segundos. La Figura 4.18 muestra que la onda PPG es detectada, esto se ve evidenciado en el nivel cuasi-DC el cual tiene un periodo de 10 segundos (porque son 5 segundos de inhalado y 5 de exhalado) que se corresponde con la tasa impuesta. Por ejemplo en la figura se ve de 10 segundos a 20 segundo, luego de 20 a 30 y así sucesivamente, este periodo se corresponde con el pico a 0.10 Hz mostrado en el espectro.

Es importante destacar que en esta medición el pulso cardíaco esta alrededor de 1-1.2 Hz que correspondería aproximadamente a 70 LPM. Este resultado es importante porque al ser un sujeto diferente, el algoritmo es capaz de detectar un pulso cardíaco consistente con el estado de reposo de la medición. En una segunda prueba para corroborar aún más la modulación por parte de la respiración, el sujeto inhaló (exhaló) a una tasa de 8 segundos. El resultado debe evidenciar un periodo de cuasi-DC de 16 segundos y un pico en 0.06 Hz. Además la frecuencia cardíaca no debería ser muy distinta al caso anterior ya que es el mismo sujeto bajo las mismas condiciones.

La Figura 4.19 muestra que el resultado es consistente con el experimento debido a que el período del nivel cuasi-DC es aproximadamente 16 segundos, por ejemplo se

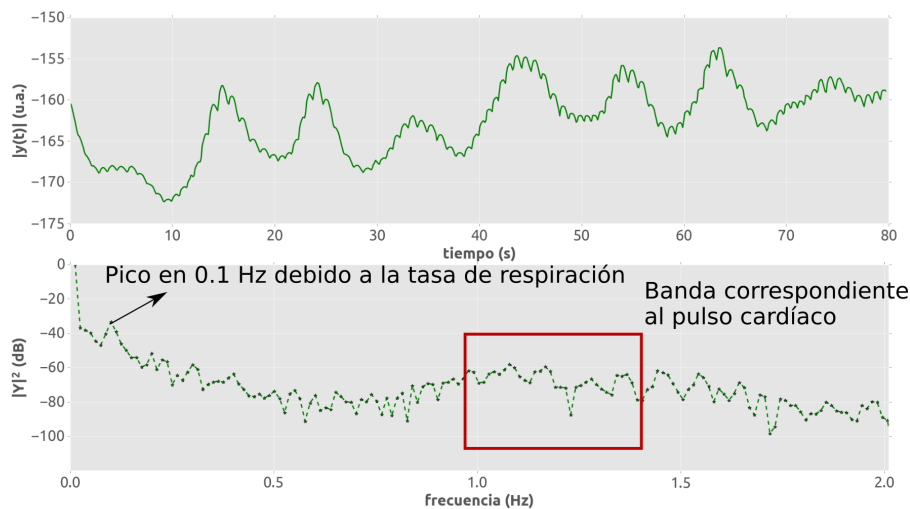


Figura 4.18: Onda PPG y su espectro en el canal verde correspondiente a la medición 2, véase el pico en 0.1 Hz que se corresponde con la tasa de respiración impuesta.

tiene un inicio en 11.19 segundos y finaliza en 28 segundos que se corresponde con 16.81 segundos de periodo que es aproximadamente lo predecible, el resultado no es exacto debido a la dificultad de obtener una respiración uniforme (se debería inhalar y exhalar de la misma forma siempre). El pico aparece en 0.05 Hz que es muy cercano a lo esperado. La frecuencia cardíaca cae en la misma región que en el caso anterior.

Un experimento interesante fue alternar estas dos tasas, es decir en este caso se respiró cada dos segundos y seguido de cada 8 segundos, la Figura 4.20 muestra este resultado. En este caso se ve cómo se va cambiando entre dos niveles de continuo. El pico más marcado es la suma de los 8 y 4 segundos que corresponde a 0.05 Hz, nótese que aparece picos en 0.10 Hz y 0.2 que se corresponde con nuestro caso.

Análisis de los datos. Medición 3

En esta medición se quiere comparar como afecta el fps a la calidad de la señal PPG, para ello en el sujeto 2 se tomaron los datos a dos fps distintos. En la primera prueba se utilizó 90 fps y se pidió al sujeto que realizara actividad física antes de la medición, esto debería aumentar la frecuencia cardíaca, para verificar el incremento de la frecuencia una aplicación móvil que mide el ritmo cardíaco fue utilizada. El resultado se muestra en la Figura 4.21, como vemos la señal PPG presenta cierta distorsión debido posiblemente al efecto de la cámara anteriormente descrito. A pesar de esa distorsión la señal PPG es visible y se evidencia el pico de la frecuencia cardíaca en 1.92 Hz, que se corresponde con 115 latidos por minuto que es debido a que el sujeto aumento su ritmo cardíaco, la frecuencia de la respiración esta alrededor de 0.1 Hz.

En la segunda prueba se bajó a 10 fps y el sujeto estaba en reposo. Como vemos en la Figura 4.22 en este caso la señal PPG es más suave en su componente AC que en

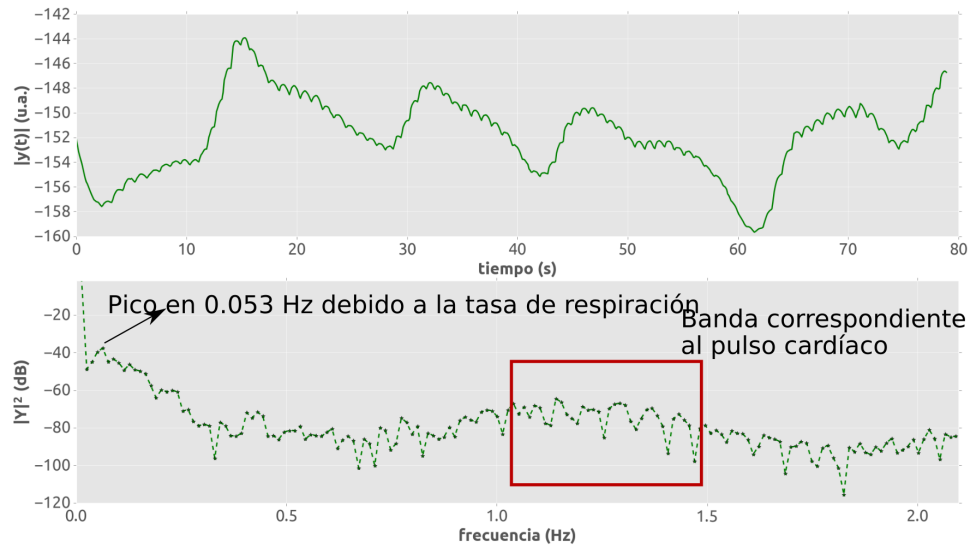


Figura 4.19: Onda PPG y su espectro en el canal verde correspondiente a la medición 2, véase el pico en 0.053 Hz que se corresponde con la tasa de respiración impuesta.

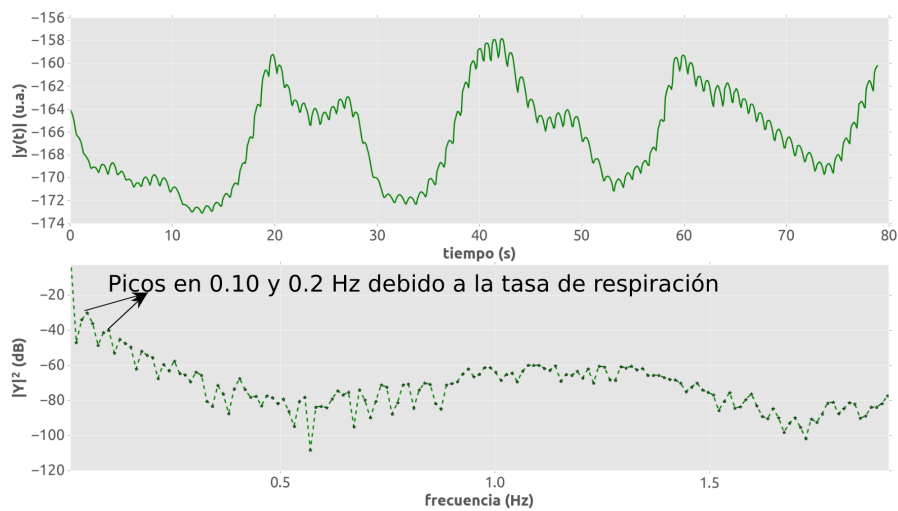


Figura 4.20: Onda PPG y su espectro en el canal verde correspondiente a la medición 2, en donde se alterna la respiración cada 2 y 8 segundos, véase el pico en 0.10 Hz y 0.2 Hz que se corresponde con la tasa de respiración impuesta.

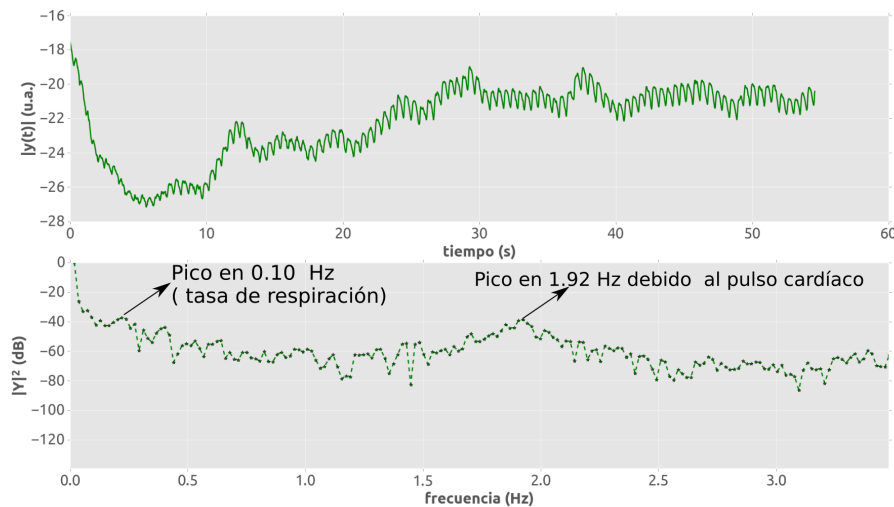


Figura 4.21: Onda PPG y su espectro en el canal verde correspondiente a la medición 3 a 90 fps, en donde el sujeto estaba exaltado, el pico aparece en 1.9 Hz

el caso de 90 fps. La frecuencia cardíaca tiene su pico en 1.27 Hz que se corresponde a 76 bpm algo consistente con el estado del sujeto. En este caso el pico de la respiración está en 0.15 Hz.

Se compara brevemente cómo afecta el valor de la tasa de imágenes al valor de SNR, para ello el procedimiento descrito en la sección 4.2.3 fue aplicado. El resultado a 10 fps fue un valor de SNR de 22 dB que significa que la señal es 158 veces el ruido mientras que en la caso de 90 fps el resultado fue de 32 dB (1584 veces de señal que ruido), esto sugiere que al tomar un valor de tasa de imagen más alto aumenta la cantidad de señal con respecto al ruido pero debido al problema del hardware, se prefirió la toma a 10 fps.

Análisis de los datos. Medición 4

En esta medición se utilizó radiación láser como fuente emisora con el fin de obtener una fuente de gran intensidad. El láser tenía una longitud de onda de 532 nm y una salida de potencia máxima de 5 mW. La configuración de la toma de video es de 10 fps, ss 25000 mseg, ancho y alto de 1296 y 972 respectivamente, en este caso se modificó el montaje experimental a medida.

El sujeto de prueba fue diferente a los de los anteriores casos, la respiración se moduló cada 5 segundos. La Figura 4.23 muestra la señal PPG y el nivel de continuo, este último tiene periodo de 10 segundos tal como se esperaba. El armónico correspondiente al nivel cuasi-DC está situado en 0.1 Hz y el correspondiente al del latido en 1.05 Hz. Al calcular el valor de SNR se obtuvo 20 dB lo cual significa que existe más señal que ruido de fondo.

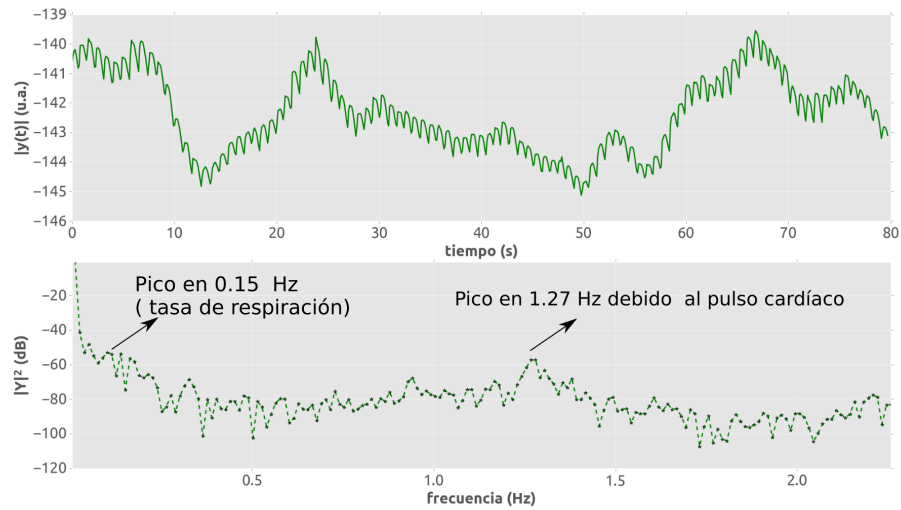


Figura 4.22: Onda PPG y su espectro en el canal verde correspondiente a la medición 3 a 10 fps, en donde el sujeto estaba en reposo, el pico aparece en 1.27 Hz

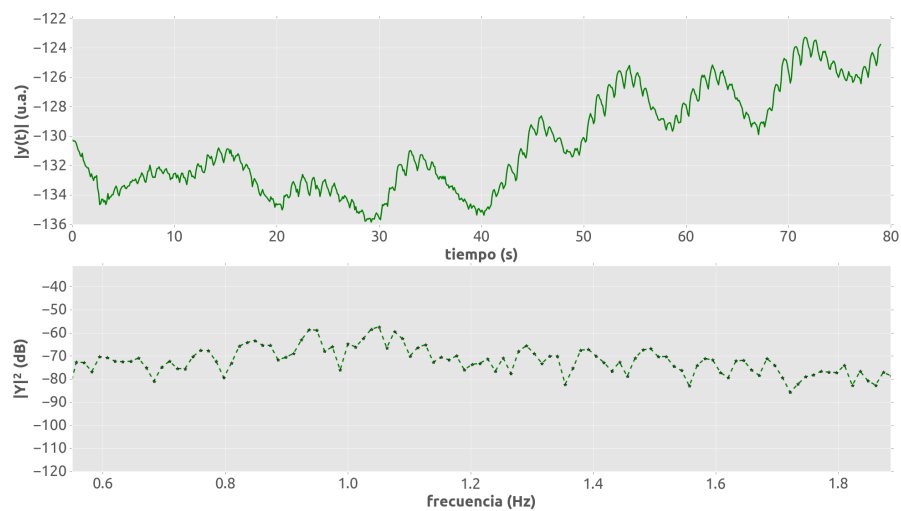


Figura 4.23: Prueba con láser en donde la señal PPG también fue detectada

Cuadro 4.5: parámetros de configuración de evm

Parámetro	Valor
Tamaño de la historia de imágenes:	600
Niveles de la pirámide Gaussiana:	2
FPS	30
Frecuencia mínima de corte	0.2 Hz
Frecuencia máxima de corte	10.0 Hz
Valor de amplificación	68.0
Ventana	Hanning
Tamaño de ROI	300 x 300

4.3. Resultados EVM

En esta parte se mostrarán algunos de los resultados anteriores pero con la aplicación del algoritmo EVM (Sección 3.2). Al aplicar este sobre los videos, frecuencias de interés son amplificadas y al promediar la FFT de cada pixel de la historia de imágenes obtenemos el espectro de frecuencias por pixel del video que es una forma excelente de encontrar el pulso cardíaco. Para mostrar la señal procesada se promedió la imagen resultante de superponer la imagen filtrada con la original, dando como resultado una señal filtrada.

4.3.1. Caracterización 1: Fluctuaciones controladas de pequeña amplitud en la intensidad de iluminación

La primera prueba que se realizó fue la de comprobar que el algoritmo es capaz de amplificar las pequeñas variaciones a 1 Hz del experimento de los LEDs controlados con arduino. El video utilizado es el mismo que el de la Sección 4.1.2. En este caso se utilizó filtrado pasa banda con frecuencias de corte de 0.1-2.0 Hz. El filtro es creado con una ventana Hannin. Los parámetros utilizados son mostrados en el cuadro 4.5.

En el video resultante se muestra la variación de pequeña amplitud amplificada, la cual en el video original no es notoria para el ojo humano. La Figura 4.24 muestra dos imágenes del video resultante donde se ve una imagen más oscura y otra más clara que se corresponde a variación en la intensidad del módulo LED de 250 y 255 respectivamente. Otro resultado interesante es el promediado de la FFT de la historia de imágenes que se muestra en la Figura 4.25. Como vemos el pico de mayor amplitud se corresponde con los 1 Hz que se esperaba. Algo a destacar es el hecho que si se toma un rango por fuera de la región de interés (por ejemplo 4 Hz a 14 Hz) siguen apareciendo picos. Estos son los armónicos del pico principal y solo son mostrados los armónicos impares como se discutió anteriormente, la Figura 4.26 muestra el resultado de aplicar ese filtro pasa banda en esa zona de interés. Como aplicamos ventana Hannin el pico



(a) Imagen del video donde la intensidad de 250 es amplificada (b) Imagen del video donde la intensidad de 255 es amplificada

Figura 4.24: Fotogramas extraídos del video resultante de aplicar evm al video de LEDs controlados por arduino, en este la variación de pequeña amplitud es amplificada.

más a la derecha y a la izquierda es más atenuado que el del centro, esto simplemente es algo esperado de este ventaneo.

Otro resultado interesante es el de promediar la señal amplificada resultante, lo cual se muestra en la figura 4.27. La señal como se muestra es filtrada y tiene forma cosenoidal debido al tipo de filtro utilizado, lo importante es que la señal tiene el mismo periodo que la señal sin amplificar y su espectro de frecuencias es el esperado con un pico principal a 1 Hz.

4.3.2. Caracterización 2: Influencia de los parámetros del algoritmo EVM en el resultado

El algoritmo EVM tiene parámetros que podemos configurar. Es importante ajustar estos parámetros para obtener una señal con la mayor amplitud posible como también de la mejor calidad. Para ello se realizó una prueba en donde se utilizó un mismo video variando los parámetros más importantes. Algo importante para que los resultados sean comparables es que el centro de la ROI es fijo para todas las pruebas, esto garantiza que siempre tomamos la misma ROI o al menos una cercana a ella. Los parámetros que más influyen el resultado son:

- Historia de imágenes
- Tamaño del ROI
- Amplificación

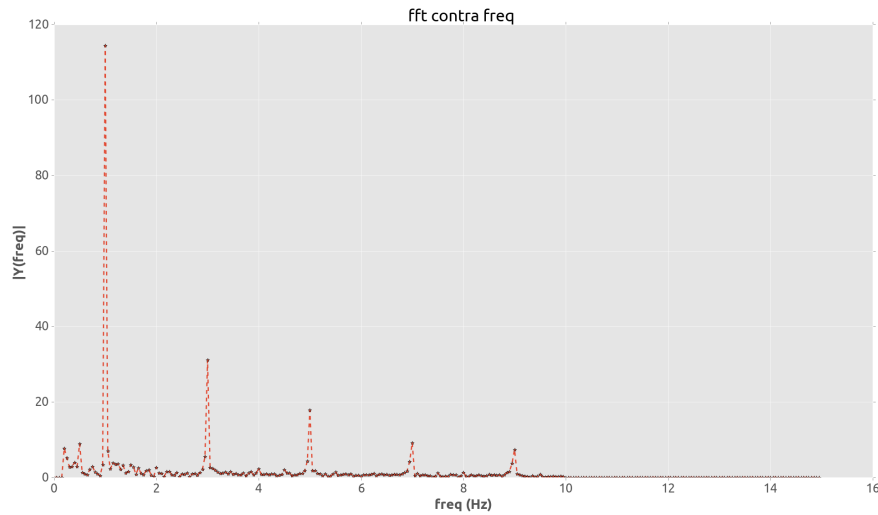


Figura 4.25: Promediado del resultado de aplicar FFT a la historia de imágenes correspondiente al video de variación de LEDs con arduino, nótese el pico principal a 1 Hz

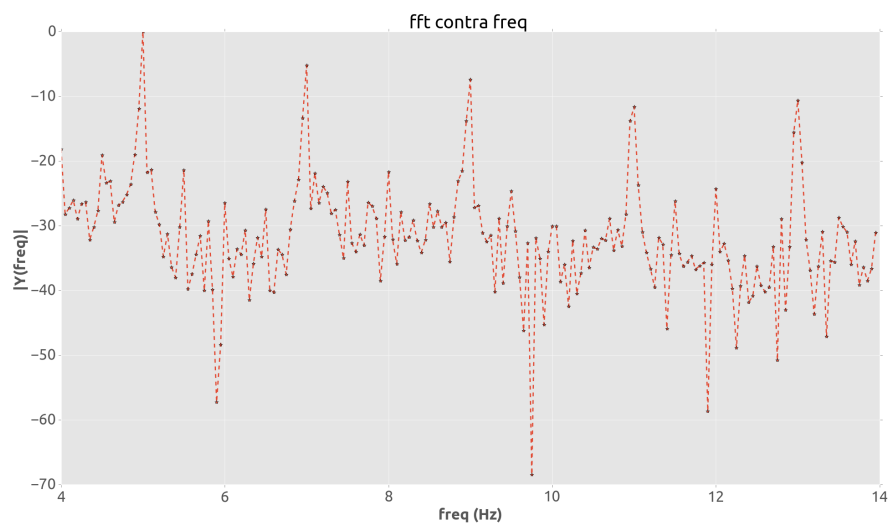


Figura 4.26: Promediado del resultado de aplicar FFT a la historia de imágenes correspondiente al video de variación de LEDs con arduino cambiando las frecuencias de corte del filtro pasa banda

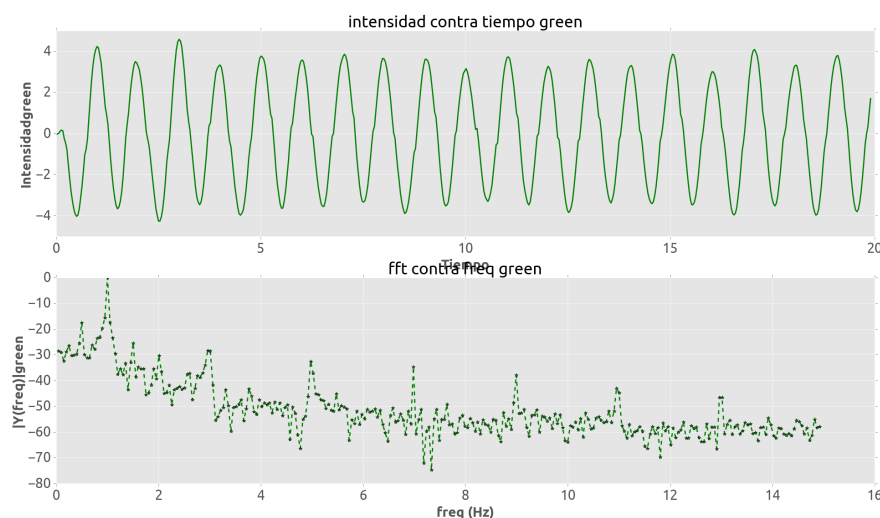


Figura 4.27: Señal resultante de aplicar el algoritmo EVM al video original.

Cuadro 4.6: parámetros de configuración de evm

Parámetro	Valor
Tamaño de la historia de imágenes:	350
Niveles de la pirámide Gaussiana:	2
FPS	10
Frecuencia mínima de corte	0.0 Hz
Frecuencia máxima de corte	15.0 Hz
Valor de amplificación	1.0
Ventana	Hanning
Tamaño de ROI	500 x 500

■ Filtro

Comenzaremos analizando parámetro por parámetro en donde en cada prueba siguiente se fija el mejor parámetro encontrado en la prueba anterior. El video a procesar será el de la mano con iluminación LED blanca el cual ya fue analizado anteriormente.

Variación del tamaño del ROI

En esta prueba sólo fue variado el tamaño del ROI. El resto de los parámetros fueron configurados con los valores del cuadro 4.6.

Para mostrar que el algoritmo no introduce efectos a la señal, se comparó el resultado de aplicar el algoritmo EVM con el de promediado para una ROI de 500x500. Es importante notar que el algoritmo EVM deja la señal centrada en cero por lo que para hacer comparables estos dos resultados se restó el valor medio a la señal resultante del algoritmo de promediado. Como vemos en la Figura 4.28 ambas señales son comparables y coinciden tanto en sus picos y valles como en su espectro de frecuencia. Las

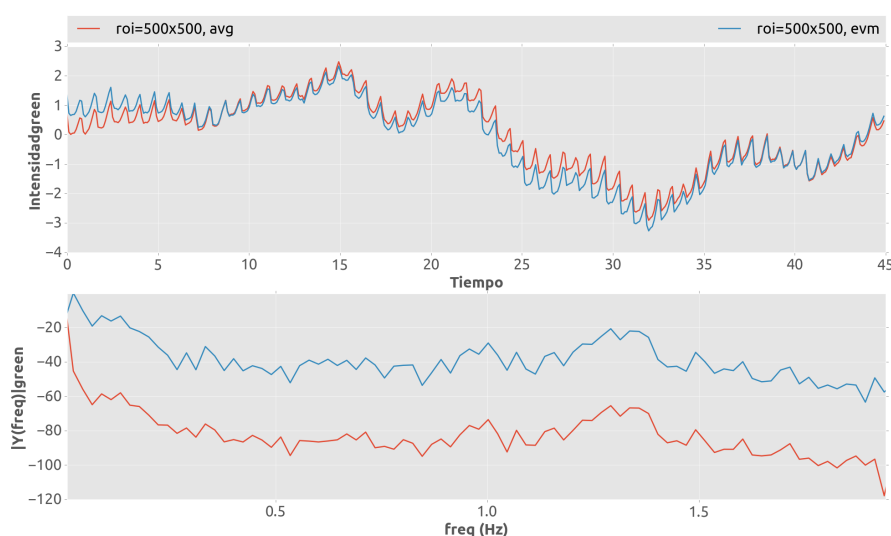


Figura 4.28: Comparación del resultado de aplicar tanto el algoritmo de promediado como el de evm al mismo video.

diferencias surgen probablemente por cuenta del ventaneo que estamos realizando.

Como el algoritmo EVM da un resultado comparable al de promediado de pixeles cuyos resultados fueron discutidos anteriormente, nos centraremos en evaluar cómo afectan los parámetros de configuración de EVM a la señal resultante. Comenzaremos evaluando cómo el tamaño de la ROI afecta a la señal. Para ello dos tamaños fueron tomados: 12×12 y 500×500 , la figura 4.29 muestra la señal resultante al aplicar EVM con estos dos parámetros.

La conclusión es que la ROI con menor tamaño es la menos suave, esto se debe al hecho que al tomar una ROI de menor tamaño el promediado espacial es mucho menor que en el caso de una ROI más grande y esto se traduce en una señal más variable. Aunque existen diferencias entre las dos ROI las señales resultantes están relacionadas. Esto se ve al analizar que los picos de ambas señales coinciden la mayor parte del tiempo. Con respecto al espectro de frecuencias las dos coinciden en que el ritmo cardíaco está aproximadamente entre 1.0 y 1.3 Hz algo consistente con el estado de reposo con que fue tomado el video.

Algo importante es que al aumentar el tamaño de ROI aumenta tanto el tiempo de cómputo como el consumo de recursos del equipo por parte del algoritmo, por ello si bien es correcto pensar tomar la ROI de mayor tamaño siempre, lo ideal es tomar un ROI que tenga un balance entre tamaño y tiempo de procesado.

Variación de la amplificación

Teniendo en cuenta el resultado de la prueba anterior tomaremos un ROI de 300×300 . Hemos fijado el resto de parámetros a los valores mostrados en el cuadro 4.7.

En esta prueba veremos cómo afecta la calidad de la señal el tomar distintos valores

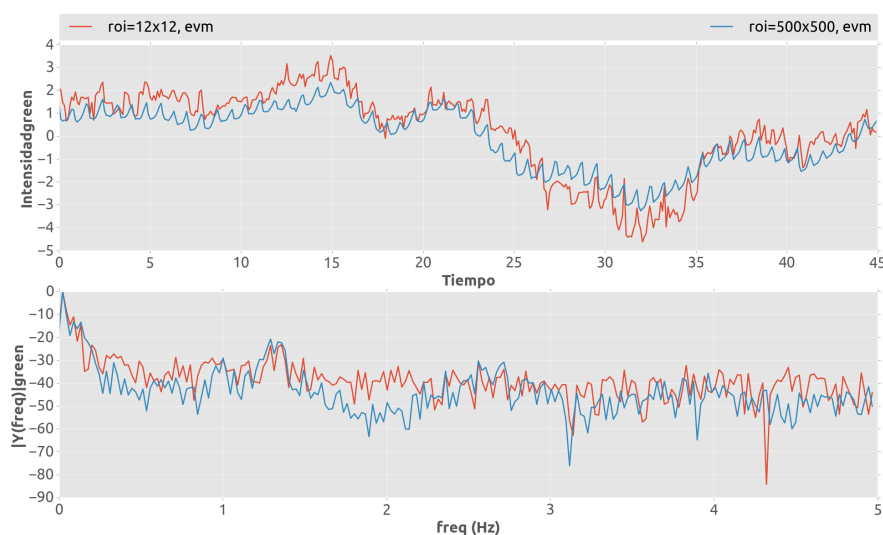


Figura 4.29: Figura que muestra como varia la señal dependiendo de la ROI, en este caso se graficó una ROI de 12x12 y una de 500x500, nótese que la de menor ROI es la de mayor amplitud pero de menor suavidad.

Cuadro 4.7: parámetros de configuración de evm

Parámetro	Valor
Tamaño de la historia de imágenes:	350
Niveles de la pirámide Gaussiana:	2
FPS	10
Frecuencia mínima de corte	0.0 Hz
Frecuencia máxima de corte	15.0 Hz
Ventana	Hanning
Tamaño de ROI	300 x 300

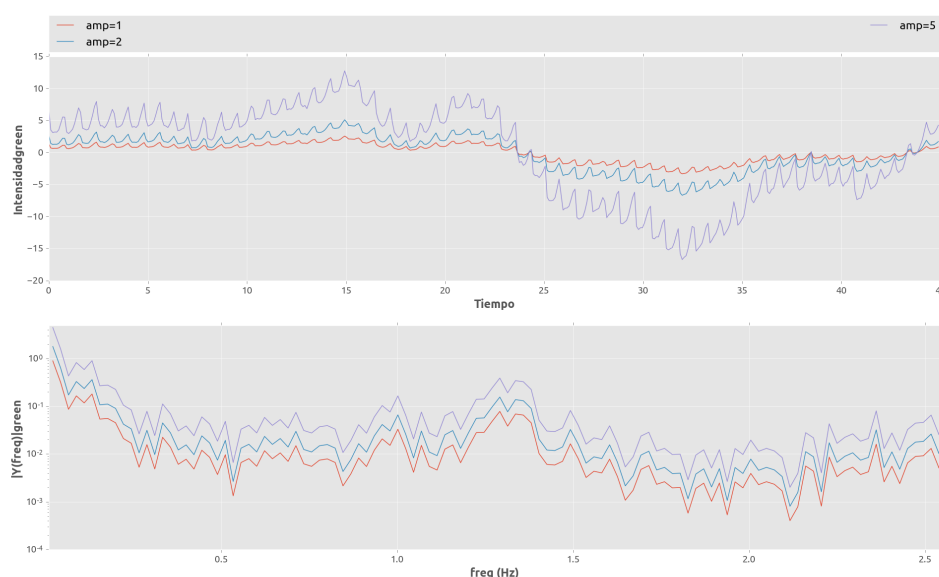


Figura 4.30: Aplicación del algoritmo para distintos valores de amplificación

de amplificación. Los valores configurados fueron de 1, 2, y 5. Valores muy grandes de amplificación distorsionan el video resultante del algoritmo y por lo tanto deben evitarse. Los resultados se muestran en la figura 4.30. La ROI sin amplificación es la de menor amplitud, al aumentar la amplificación la amplitud de la señal aumenta pero no disminuye su suavidad o forma, esto se ve evidenciado en el espectro en donde los picos para todos los casos son los mismos. Se comprobó que la amplificación cumple con su objetivo que es aumentar la amplitud de la señal, donde realiza esto sin alterar la calidad de esta. Valores intermedios de amplificación son deseables, en esta tesis se configuró este parámetro a un valor de 30.

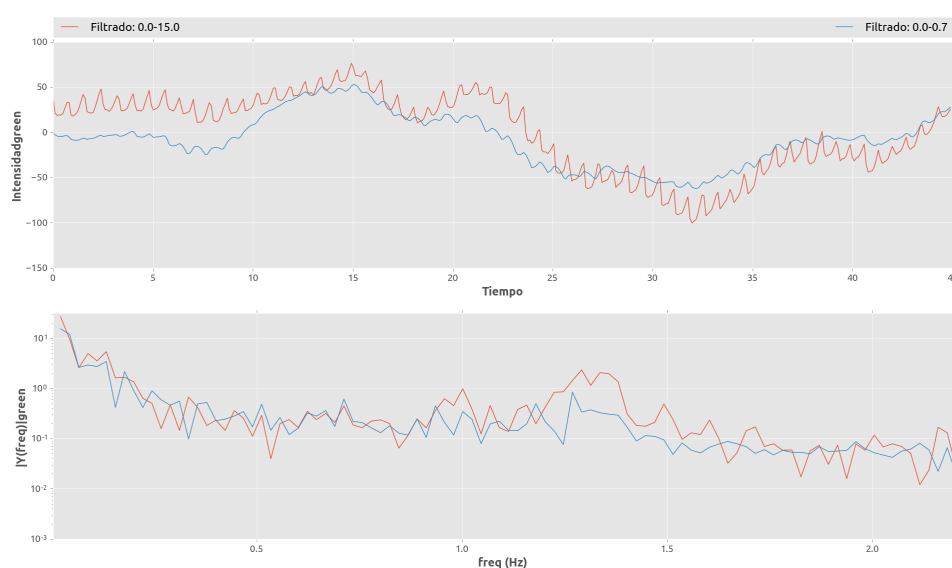
Filtrado

En esta prueba se varió el valor de los límites del filtrado, el objetivo es ver si al variar el filtro a valores cercanos al ritmo cardíaco los componentes debido a la respiración son atenuados. En la prueba se configuraron el valor de los siguientes parámetros dados en el cuadro 4.8

Los rangos de los límites fueron los siguientes: 0-15.0 (sin filtrado), 0.0-0.7 (respiración y sistema autónomo), 0.7-2.0 (dentro del rango del ritmo cardíaco). Las Figuras 4.31 a 4.32 muestra estos resultados. Cuando no existe un filtrado (0.0-15.0) el nivel AC de la señal PPG se ve montado sobre el nivel DC tal como en los anteriores casos discutidos, si se realiza un filtrado de (0.0-0.7) (Figura 4.31) que es la zona de la modulación debido a la respiración, vemos que la variación que se muestra es solo la DC (con componentes AC disminuidas) tal como se ha discutido anteriormente. En el rango correspondiente al ritmo cardíaco (0.7-2.0)(Figura 4.32) vemos que el filtro hace

Cuadro 4.8: parámetros de configuración de evm

Parámetro	Valor
Tamaño de la historia de imágenes:	350
Niveles de la pirámide Gaussiana:	2
FPS	10
Frecuencia mínima de corte	0.0 Hz
Frecuencia máxima de corte	15.0 Hz
Ventana	Hanning
Tamaño de ROI	300 x 300
Amplificación	30

**Figura 4.31:** Variación de la señal para distinto tipo de filtrado

que el nivel DC sea eliminado, quedando solo el nivel AC sobre el valor medio de la señal, este resultado es importante ya que nos indica que el algoritmo será capaz de amplificar frecuencias de ese orden.

Las conclusiones más importantes de estos resultados son las siguientes:

Se encontró que la variación de la intensidad debido al ritmo cardíaco es muy sutil y por ende tiende a ser opacada por variaciones de intensidad de mayor magnitud (Ej. Autoajuste de la cámara, movimiento, etc.) , por tanto es importante contar con un montaje experimental donde sea posible controlar parámetros críticos para la detección de esta señal como lo son: desactivar el ajuste automático y configurar manualmente los parámetros de la cámara (ISO, Brillo, etc.), contar con una fuente de iluminación estable y de gran intensidad, mediante hardware obtener estabilidad en la tomas e implementar algoritmos que sean lo suficientemente sensibles para que detecten estas

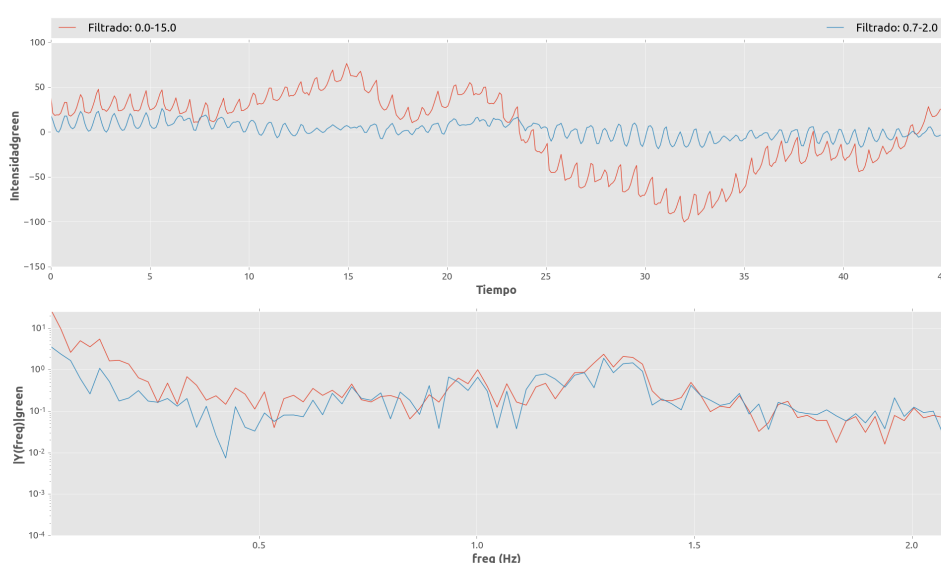


Figura 4.32: Variación de la señal para distinto tipo de filtrado

variaciones.

Para evitar los efectos debido al movimiento del sujeto se implementó una estrategia basada en la mejora del hardware. Esta consistía en dar soporte y estabilidad en la toma de datos mediante la adición de un vidrio al montaje como también usar filtros polarizadores tanto en la cámara y los LEDs para evitar pixeles saturados debido al reflejo de la luz por parte del vidrio. Esta estrategia trajo consigo dos mejoras, la primera es permitir que la toma de datos sea lo más estable posible y por tanto evitar los efectos de movimiento, esto dio como resultado la detección de la señal PPG, y la segunda fue aumentar la amplitud de la señal PPG como consecuencia de la fuerza de contacto del tejido con el vidrio. Esto último está alineado con lo reportado por [28].

En la actualidad existen varios algoritmos para compensar el ruido introducido por movimientos por parte del sujeto. Estos algoritmos hacen uso de los llamados filtros no lineales o adaptativos los cuales compensan a nivel de software los efectos introducidos en la señal por parte de ruido aleatorio o movimientos abruptos. En esta tesis se utilizó la estrategia de evitar estos efectos mediante hardware pero en algunos casos éstos no son fáciles de evitar y sus frecuencias pueden caer en la frecuencia de interés y esto hace difícil su filtrado. Como posible solución a esta deficiencia actual del montaje de la tesis se propone el uso de algoritmos de filtrado adaptativo sofisticados para mejorar la calidad de la señal resultante, como también contar con mediciones más reales con miras de aplicaciones clínicas (actualmente las mediciones están limitadas a un espacio restringido, en un futuro debe ser plausible eliminar esta limitación)

Fue posible identificar las componentes de la modulación de la señal PPG que se encuentran asociadas al movimiento pulsado de la sangre en los vasos sanguíneos (siste-

ma cardiovascular). Para comprobar que se logró la identificación de estos componentes pruebas experimentales fueron realizadas. En la primera se pidió al sujeto que modulara la tasa en que inhalaba y exhalaba, esto dio como resultado una modulación de la componente AC a dicha tasa lo cual se ve evidenciado al graficar la señal resultante de los algoritmos en función del tiempo. En estas gráficas el nivel DC variaba acorde con la tasa de modulación que era impuesta por el sujeto. Con respecto a la identificación del ritmo cardíaco la mayor parte de las mediciones fueron tomadas en estado de reposo y se encontraron frecuencias en la señal resultante que se relacionan con este hecho (frecuencias alrededor de 1Hz), también se tomó una medición donde el sujeto realizo ejercicio y el resultado fue la aparición de un pico en frecuencias más altas que 1 Hz (alrededor de 1.7 Hz).

Existen otros algoritmos más sofisticados que los implementados en la tesis para la detección de parámetros de relevancia fisiológica de la señal PPG, entre algunos que están documentados se encuentran synchronous (lock-in) amplification [28], uso de filtros adaptativos, [11], uso de acelerómetros MEMS [19], Continuos wavelet filtering [10]. Por lo anterior es importante el estudio de la señal PPG mediante técnicas avanzadas de procesamiento, para la identificación y extracción de nuevos parámetros fisiológicos capaces de proveer información significativa en cuanto a la orientación de los procedimientos terapéuticos, con tal motivo algoritmos como los anteriormente descritos deben ser implementados.

Como conclusión general de este capítulo se tiene que el montaje experimental descrito en este trabajo es un prototipo básico de un sistema iPPG que cumple con el mínimo requerido de un sistema de este tipo como es la detección de la señal PPG sin procesar. Si bien es capaz de detectar la señal PPG y obtener parámetros fisiológicos de relevancia, este montaje aún tiene algunas limitaciones. Entre las más destacadas están que las mediciones son realizadas mediante contacto, los algoritmos no son capaces de eliminar ruido no lineal y solo son calculados parámetros básicos. Como trabajo futuro se motiva a superar estas limitaciones y obtener un sistema más robusto.

Capítulo 5

Conclusiones y trabajos futuros

“Las ciencias tienen las raíces amargas, pero muy dulces los frutos”

— Aristóteles (384 AC-322 AC) Filósofo griego

Este trabajo estuvo orientado al desarrollo de un sistema iPPG cuya utilidad es la medición de parámetros fisiológicos de interés médico como lo son el ritmo cardíaco y la frecuencia de respiración. Este trabajo obtuvo un montaje similar a otros trabajos reportados anteriormente con un hardware más accesible donde una de las ventajas con respecto a la mayoría con hardware similar es el poder configurar manualmente sus parámetros. Nuestro hardware se ajusta a los requerimientos deseables que debe cumplir un sistema iPPG como son: bajo costo, tamaño reducido para realizar mediciones con mayor movilidad, parámetros que pueden ser configurados con el fin de evitar artefactos y como trabajo futuro el poder realizar todos los procesamiento en tiempo real.

Si bien el montaje experimental iPPG es sencillo en su diseño e implementación lo más importante es que este fue capaz de detectar la señal PPG. Dado que el sistema implementado es versátil y configurable, modificaciones y mejoras futuras pueden ser implementadas basándonos en este prototipo.

La ventaja de un hardware a medida como el implementado en este trabajo es el hecho de poder configurar éste para realizar distintos experimentos. Alrededor de la tesis varios experimentos fueron realizados y el hardware mostró su versatilidad al ajustarse a estos desafíos. Una de las mejores características que hicieron la diferencia en la detección de la señal PPG fue el ajuste manual de parámetros críticos como el fps o el autoajuste de la cámara.

Modelos recientes que explican cómo es modulada la luz por el tejido vivo fueron estudiados. En particular se enfatizó en el modelo más actual dado por [28]. Este explica de una manera hasta ahora precisa cómo el tejido de la dermis modula la luz que no penetra profundamente en el tejido (luz visible por ejemplo). Los resultados del presente

trabajo están acordes con este modelo debido al hecho que la señal PPG fue detectada usando luz visible. Esto contradice los modelos clásicos donde la modulación es dada por la sangre arterial por lo que una gran penetración en el tejido debe realizarse y la luz visible no cumple este criterio.

El algoritmo implementado de promediado de pixeles fue capaz de detectar la señal PPG como también parámetros relevantes relacionados con ella. Utilizando el mismo algoritmo en las mediciones realizadas, diversas pruebas se llevaron a cabo. Esto con el fin de comprobar que la señal detectada era consistente con lo esperado de una señal PPG. Una prueba fue evidenciar la modulación de la señal PPG por parte del sistema respiratorio, donde al modular la respiración a una dada tasa esto da como resultado la modificación del periodo de la señal cuasi-DC.

Se comprobó mediante una prueba de una señal de referencia que el algoritmo de EVM implementado realizara la amplificación de cambios de pequeña amplitud. Para ello mediante un módulo de LEDs controlado por Arduino una señal cuadrada de referencia fue implementada. Las variaciones de intensidad de esta onda cuadrada eran de tan baja amplitud que no era evidentes a simple vista. Al aplicar el algoritmo EVM a esta señal de referencia se obtuvo como resultado un video en donde se evidencia más claramente este cambio de intensidad. Además la señal resultante de promediar especialmente la señal amplificada y filtrada es comparable a la encontrada por el algoritmo de promediado de pixeles.

En este trabajo se Logró separar la señal PPG en sus componentes AC y cuasi-DC. Esto fue mediante la aplicación del algoritmo EVM a la señal PPG. Al realizar un filtrado en las frecuencias relacionadas a la zona cuasi-DC (0.1-0.5 Hz) las componentes relacionadas con la variación AC fueron atenuadas, mientras que si se realiza un filtrado en la zona cardiovascular (0.7-2.0 Hz) el nivel cuasi-DC es eliminado.

Como un trabajo futuro se propone realizar mediciones en la zona abdominal para obtener la perfusión tisular de ese tejido, esto daría cumplimiento a la motivación de este trabajo que fue el poder hacer un seguimiento mediante este parámetro de neonatos con policitemia.

La conclusión general de este trabajo es que se logró la implementación de un prototipo de un sistema iPPG capaz de detectar las componentes AC y cuasi-DC de la señal PPG. Es importante evidenciar que aún existen limitaciones que en una futura implementación o revisión deben ser corregidas. Entre las más importantes es la de poder realizar mediciones sin contacto, esto se lograría con la implementación de algoritmos más sofisticados para la eliminación de ruido y artefactos introducidos por movimiento y traería como consecuencia una mejora en la calidad de la señal detectada.

Apéndice A

Shutter speed y FPS

“La ciencia es la progresiva aproximación del hombre al mundo real”

— Max Planck (1858-1947) Físico alemán

En esta prueba se midió como varía la tasa de fps variando la resolución del video y el shutter speed, para ello miramos la máxima tasa de fps que se puede lograr a una dada resolución de la documentación oficial y se procedió a modificar el ss. (shutter speed), para realizar la prueba se filmo un cronometro y se realizó una toma de datos, con estos datos se aplicó regresión lineal, encontrando la pendiente de la recta que pasa más cerca de todos los puntos y su inversa es el fps que es comparado con el valor teórico (dado a la hora de filmar el video).

- **Frame rate:** El número de fotogramas individuales que se crean cada segundo.
- **Shutter speed:** Cantidad de tiempo que la película o el sensor se expone a la luz.

La figura A.1 representa un segundo de vídeo que consta de 25 frames. Cada frame está representado por una línea de negro vertical. Este video es de 25 fps-25 frame por cada segundo de vídeo. Si el vídeo fuera de 30 fps habría 30 líneas negras ligeramente más cerca la uno a la otra [39].

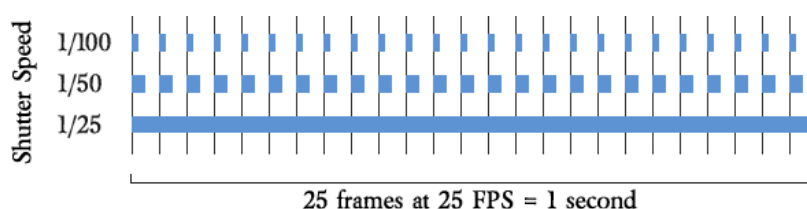


Figura A.1: [39].

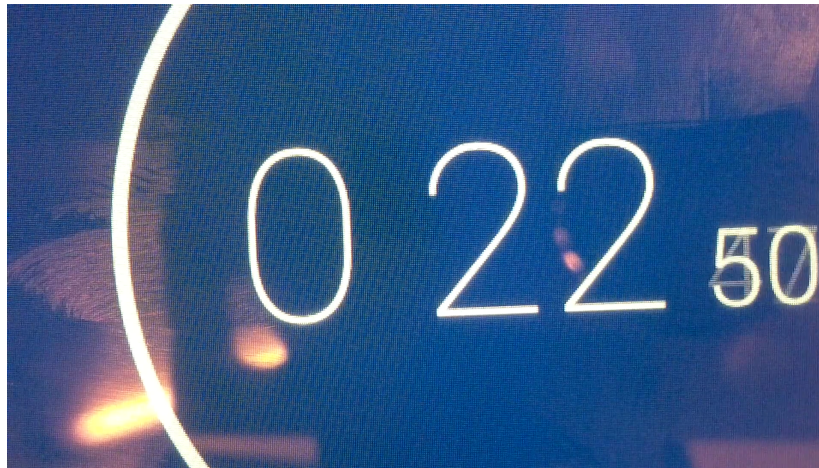


Figura A.2: Tiempo transcurrido desde la toma del video de un dado frame

Las barras azules representan la velocidad de obturación (el tiempo que el obturador está abierto). Hay tres diferentes velocidades de obturación que se muestran.

- Con un ajuste de $1/25$, el obturador está abierto durante $1/25$ de segundo. Esto es el mismo tiempo que la velocidad de fps de modo que el obturador está abierto para toda la duración de cada trama.
- En $1/50$, el obturador está abierto para $1/50$ de un segundo, que es la mitad de la duración de cada trama.
- En $1/100$, el obturador está abierto para $1/100$ de un segundo, que es el cuarto de la duración de cada trama [39].

Para configuración de obturación que son más que la velocidad de fotogramas, se utiliza ya sea para el efecto o para compensar la luz muy baja. En este caso varios frames se fusionan juntos de manera efectiva para dar cabida a la velocidad de obturación más larga.

Para más información ver [39, 38, 43]. A continuación se muestra para un dado ss y resolución de video cual es el tiempo correspondiente a cada frame, para ello se filmó un cronometro y se tomó el tiempo transcurrido en cada frame desde un frame de referencia (frame 1), con esta toma y mediante regresión lineal se encontró la pendiente de la recta que pasa más cerca de todos los puntos, el inverso de esta pendiente es el fps calculado el cual se compara con el dado a la hora de filmar para ver si efectivamente se cumple este, la figura A.2 muestra una toma de un cierto frame de un dado video en donde el cronometro indica el tiempo que transcurrió desde el inicio del video.

Cuadro A.1: Resultado de la medición 1

Frame	tiempo (mseg)
2	17
3	22
4	25
6	30
7	35
9	40
10	45
12	50
13	55
15	60
16	65
18	70
19	75
21	80
22	85
23	88
26	98

A.1. 30 fps y shutter speed de 1/30 seg

En esta medición se tomó un ancho de ventana de 1920 x 1080, según el ?? el máximo valor de fps es de 30, con esta medición se verificara que se logra este fps. El ss que se tomo fue justamente el inverso de fps es decir $1/30 \approx 0.0333seg$, lo cual nos garantiza que el sensor está tomando luz todo el tiempo, el apéndice A.1 nos muestra los resultados de la medición, en donde el frame indica la posición de este con respecto al inicio del video y tiempo (mseg) indica el tiempo en que este apareció.

Realizando regresión lineal con Mathematica se encontró que la ecuación de la recta que ajusta a estos datos es:

$$y = 10.9494 + 3.33567x \quad (A.1)$$

La gráfica de esta ecuación como también los datos se muestra en la figura A.3, de esta ecuación se saca que la pendiente es de $m = 3.33567mseg$, entonces calculando el valor del fps teórico tenemos que:

$$fps_{teorico} = \frac{1}{0.0333} \approx 30fps \quad (A.2)$$

Como vemos con este ss y resolución de video el valor de los fps se respeta.

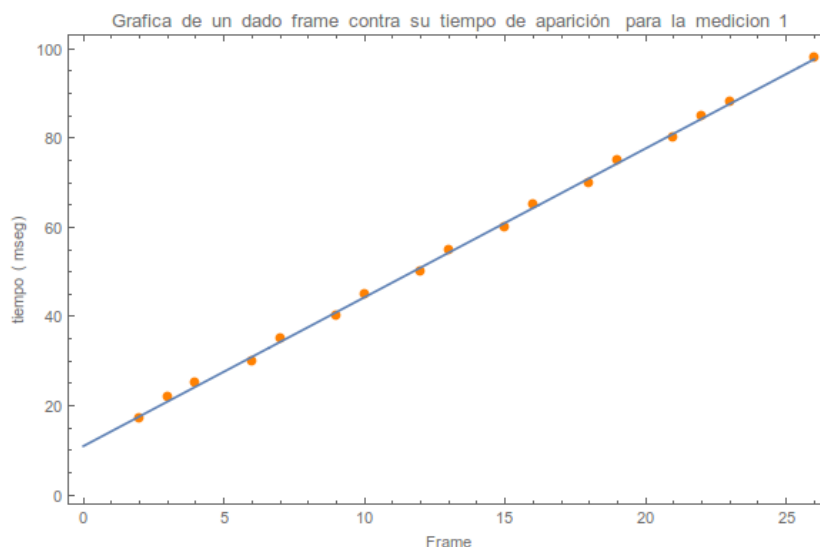


Figura A.3: Gráfica de los datos del apéndice A.1, como también la línea recta que pasa más cerca de estos datos

Cuadro A.2: Resultado de la medición 2

Frame	tiempo (mseg)
3	48
6	58
9	68
12	79
13	81
17	97

A.2. 30 fps y shutter speed de $1/(2 \cdot 30)$ seg

En esta medición se tomó un ancho de ventana de 1920×1080 . El ss que se tomó fue $1/(2 \cdot 30) \approx 0.01666 \text{ seg}$, lo cual nos garantiza que el sensor está tomando luz la mitad del tiempo, el apéndice A.2 nos muestra los resultados de la medición, en donde el frame indica la posición de este con respecto al inicio del video y tiempo (mseg) indica el tiempo en que este apareció.

Realizando regresión lineal con Mathematica se encontró que la ecuación de la recta que ajusta a estos datos es:

$$y = 37.1458 + 3.46875x \quad (\text{A.3})$$

La gráfica de esta ecuación como también los datos se muestra en la figura A.4, de esta ecuación se saca que la pendiente es de $m = 3.46875 \text{ mseg}$, entonces calculando el valor del fps teórico tenemos que:

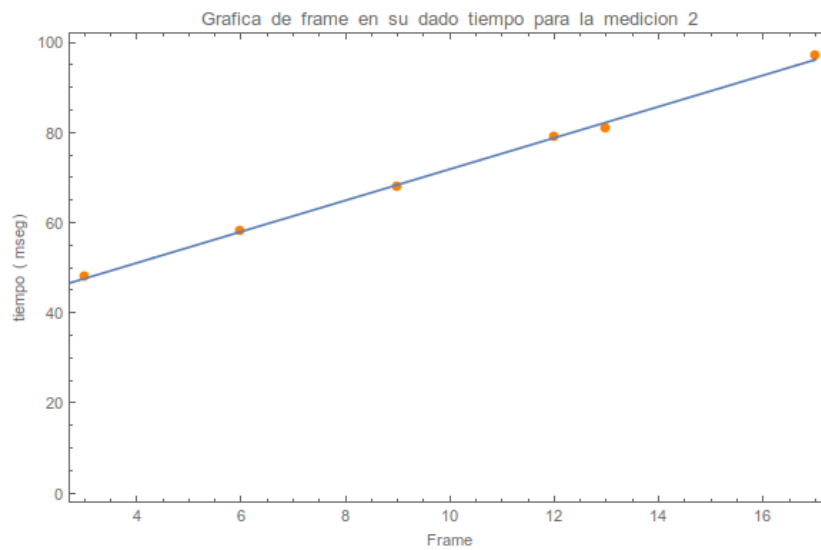


Figura A.4: Gráfica de los datos del apéndice A.2, como también la línea recta que pasa más cerca de estos datos

Cuadro A.3: Resultado de la medición 3

Frame	tiempo (mseg)
1	16
2	21
5	41
8	61
10	76
12	89
13	94

$$\text{fps}_{\text{teorico}} = \frac{1}{0.034} \approx 29.41 \text{ fps} \quad (\text{A.4})$$

Como vemos con este ss y resolución de video el valor de los fps se respeta aproximadamente.

A.3. 30 fps y shutter speed de 1/(15) seg

En esta medición se tomó un ancho de ventana de 1920 x 1080. El ss que se tomó fue $1/(15) \approx 0.066666 \text{ seg}$, lo cual es un ss mayor que el fps, el apéndice A.3 nos muestra los resultados de la medición, en donde el frame indica la posición de este con respecto al inicio del video y tiempo (mseg) indica el tiempo en que este apareció.

Realizando regresión lineal con Mathematica se encontró que la ecuación de la recta que ajusta a estos datos es:

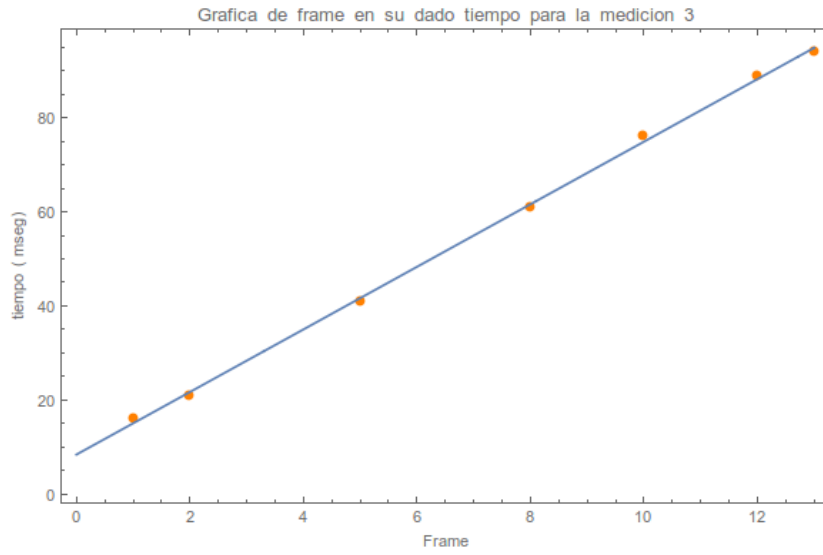


Figura A.5: Gráfica de los datos del apéndice A.3, como también la línea recta que pasa más cerca de estos datos

$$y = 8.37025 + 6.65506x \quad (\text{A.5})$$

La gráfica de esta ecuación como también los datos se muestra en la figura A.5, de esta ecuación se saca que la pendiente es de $m = 6.65506 \text{ mseg}$, entonces calculando el valor del fps teórico tenemos que:

$$\text{fps}_{\text{teorico}} = \frac{1}{0.066} \approx 15.15 \text{ fps} \quad (\text{A.6})$$

Como vemos con este ss y resolución de video el valor de los fps no se respeta y se toma justamente el fps que el ss indica que en este caso es de 15 fps, de esto se concluye que para valores más grandes que $1/\text{fps}$, el hardware hace caso a lo que indica el ss y no lo que indicia el fps y para valores menores o iguales que $1/\text{fps}$ el efecto es el contrario.

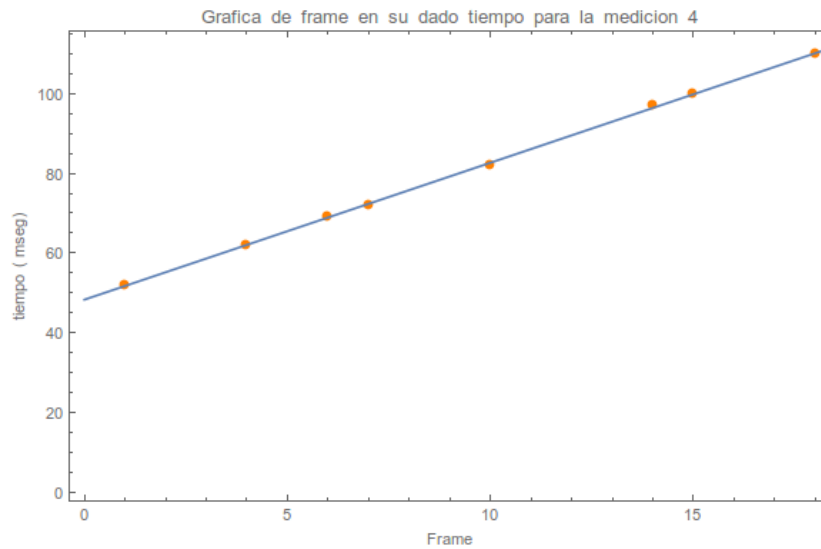
A.4. 30 fps y shutter speed de $1/(4*30)$ seg

En esta medición se tomó un ancho de ventana de 1920 x 1080. El ss que se tomó fue $1/(4 * 30) \approx 0.0083 \text{ seg}$, lo cual nos garantiza que el sensor está tomando luz un cuarto del tiempo, el apéndice A.4 nos muestra los resultados de la medición, en donde el frame indica la posición de este con respecto al inicio del video y tiempo (mseg) indica el tiempo en que este apareció.

Realizando regresión lineal con Mathematica se encontró que la ecuación de la recta que ajusta a estos datos es:

Cuadro A.4: Resultado de la medición 4

Frame	tiempo (mseg)
1	52
4	62
6	69
7	72
10	82
14	97
15	100
18	110

**Figura A.6:** Gráfica de los datos del apéndice A.3, como también la línea recta que pasa más cerca de estos datos

$$48.2665 + 3.43824x \quad (\text{A.7})$$

La gráfica de esta ecuación como también los datos se muestra en la figura A.6, de esta ecuación se saca que la pendiente es de $m = 3.43824 \text{ mseg}$, entonces calculando el valor del fps teórico tenemos que:

$$\text{fps}_{\text{teorico}} = \frac{1}{0.034} \approx 29.41 \text{ fps} \quad (\text{A.8})$$

Como vemos con este ss y resolución de video el valor de los fps se respeta aproximadamente.

Cuadro A.5: Resultado de la medición 5

Frame	tiempo (mseg)
1	3
10	21
20	41
34	69
40	82

A.5. 49 fps y shutter speed de 1/(49) seg

En esta medición se tomó un ancho de ventana de 1296 x 730, según el ?? el máximo valor de fps es de 49, con esta medición se verificara que se logra este fps. El ss que se tomo fue justamente el inverso de fps es decir $1/49 \approx 0.0204\text{seg}$, lo cual nos garantiza que el sensor está tomando luz todo el tiempo, el apéndice A.5 nos muestra los resultados de la medición, en donde el frame indica la posición de este con respecto al inicio del video y tiempo (mseg) indica el tiempo en que este apareció.

Realizando regresión lineal con Mathematica se encontró que la ecuación de la recta que ajusta a estos datos es:

$$y = 0.820722 + 2.01806x \quad (\text{A.9})$$

La gráfica de esta ecuación como también los datos se muestra en la figura A.7, de esta ecuación se saca que la pendiente es de $m = 2.01806\text{mseg}$, entonces calculando el valor del fps teórico tenemos que:

$$\text{fps}_{\text{teorico}} = \frac{1}{0.0201} \approx 49.75\text{fps} \quad (\text{A.10})$$

Como vemos con este ss y resolución de video el valor de los fps se respeta aproximadamente.

A.6. 90 fps y shutter speed de 1/(90) seg

En esta medición se tomó un ancho de ventana de 640 x 480, según el ?? el máximo valor de fps es de 90, con esta medición se verificara que se logra este fps. El ss que se tomo fue justamente el inverso de fps es decir $1/90 \approx 0.0111\text{seg}$, lo cual nos garantiza que el sensor está tomando luz todo el tiempo, el apéndice A.6 nos muestra los resultados de la medición, en donde el frame indica la posición de este con respecto al inicio del video y tiempo (mseg) indica el tiempo en que este apareció.

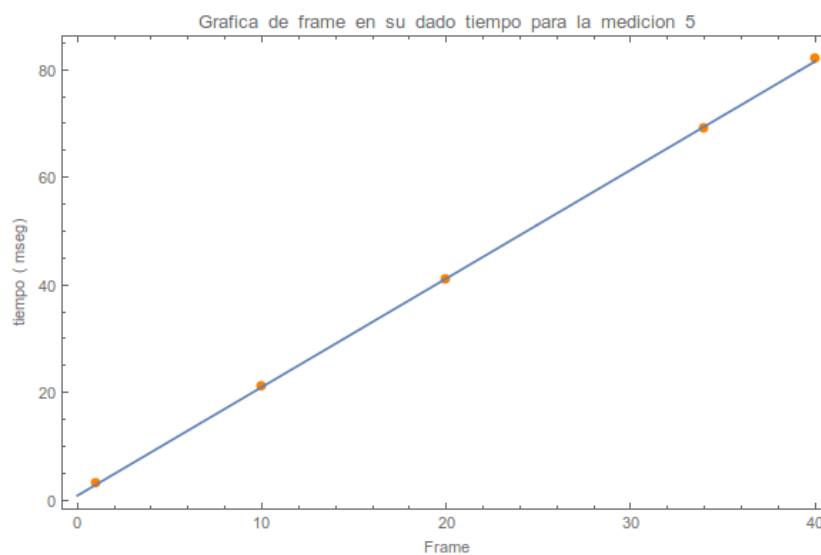


Figura A.7: Gráfica de los datos del apéndice A.4, como también la línea recta que pasa más cerca de estos datos

Cuadro A.6: Resultado de la medición 6

Frame	tiempo (mseg)
1	56
10	66
20	79
30	89
40	99
53	113
58	118

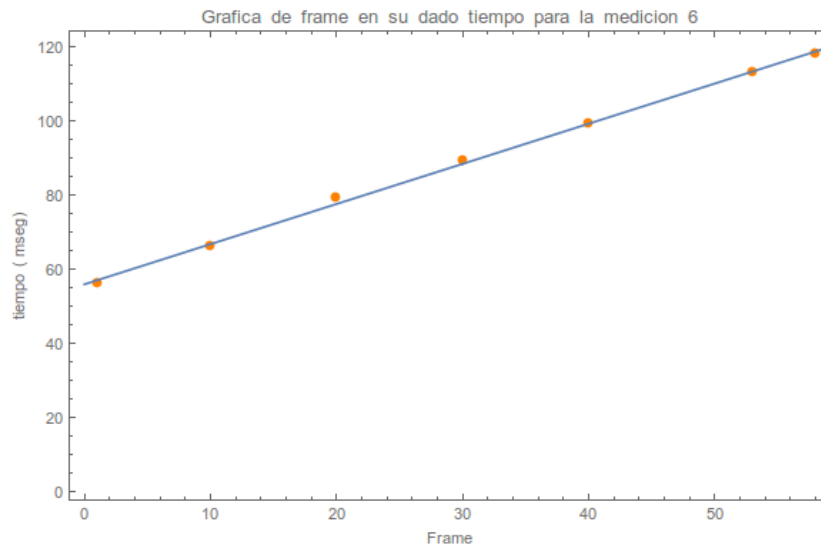


Figura A.8: Gráfica de los datos del apéndice A.5, como también la línea recta que pasa más cerca de estos datos

Realizando regresión lineal con Mathematica se encontró que la ecuación de la recta que ajusta a estos datos es:

$$y = 55.7732 + 1.08296x \quad (\text{A.11})$$

La gráfica de esta ecuación como también los datos se muestra en la figura A.8, de esta ecuación se saca que la pendiente es de $m = 1.08296 \text{mseg}$, entonces calculando el valor del fps teórico tenemos que:

$$\text{fps}_{\text{teorico}} = \frac{1}{0.0108} \approx 92.335 \text{fps} \quad (\text{A.12})$$

Como vemos con este ss y resolución de video el valor de los fps se respeta aproximadamente.

Bibliografía

- [1] Lonneke A.M. Aarts y col. «Non-contact heart rate monitoring utilizing camera photoplethysmography in the neonatal intensive care unit — A pilot study». En: *Early Human Development* 89.12 (2013), págs. 943-948. ISSN: 0378-3782. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.earlhumdev.2013.09.016>. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0378378213002375> (vid. págs. 8, 9, 15).
- [2] Omar Abdallah y Armin Bolz. «Adaptive Filtering by Non-Invasive Vital Signals Monitoring and Diseases Diagnosis». En: *Adaptive Filtering Applications*. Ed. por Lino Garcia. 2011. Cap. 7. ISBN: 978-953-307-306-4. URL: <http://www.intechopen.com/books/adaptive-filtering-applications/adaptive-filtering-by-non-invasive-vital-signals-monitoring-and-diseases-diagnosis> (vid. pág. 4).
- [3] O. Abdallah y col. «Photoplethysmogram Signal Conditioning by Monitoring of Oxygen Saturation and Diagnostic of Cardiovascular Diseases». En: 22 (2008), págs. 303-306 (vid. pág. 4).
- [4] Aymen A. Alian y Kirk H. Shelley. «Photoplethysmography». En: *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology* 28.4 (2014). Hemodynamic Monitoring Devices, págs. 395-406. ISSN: 1521-6896. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bpa.2014.08.006>. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1521689614000755> (vid. págs. 1, 2, 4).
- [5] John Allen. «Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement». En: *Physiological Measurement* 28.3 (2007), R1. URL: <http://stacks.iop.org/0967-3334/28/i=3/a=R01> (vid. págs. 3, 4).
- [6] C. H. Anderson y col. «Pyramid Methods in Image Processing». En: *RCA Engineer* (1984) (vid. pág. 19).
- [7] R. Rox Anderson y John A. Parrish. «The Optics of Human Skin». En: *Journal of Investigative Dermatology* 77.1 (1981), págs. 13-19. ISSN: 0022-202X. DOI: <http://dx.doi.org/10.1111/1523-1747.ep12479191>. URL: <http://www>.

- sciencedirect.com/science/article/pii/S0022202X15461251 (vid. págs. 3, 41).
- [8] H. H. Asada, Hong-Hui Jiang y P. Gibbs. «Active noise cancellation using MEMS accelerometers for motion-tolerant wearable bio-sensors». En: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE*. Vol. 1. Sep. de 2004, págs. 2157-2160. DOI: [10.1109/IEMBS.2004.1403631](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2004.1403631) (vid. pág. 14).
- [9] A N Bashkatov y col. «Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000nm». En: *Journal of Physics D: Applied Physics* 38.15 (2005), pág. 2543. URL: <http://stacks.iop.org/0022-3727/38/i=15/a=004> (vid. pág. 41).
- [10] Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui y Alain Pruski. «Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate». En: *Biomedical Signal Processing and Control* 8.6 (2013), págs. 568-574. ISSN: 1746-8094. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bspc.2013.05.010>. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809413000840> (vid. págs. 8, 10, 56).
- [11] K. W. Chan e Y. T. Zhang. «Adaptive reduction of motion artifact from photoplethysmographic recordings using a variable step-size LMS filter». En: *Sensors, 2002. Proceedings of IEEE*. Vol. 2. 2002, 1343-1346 vol.2. DOI: [10.1109/ICSENS.2002.1037314](https://doi.org/10.1109/ICSENS.2002.1037314) (vid. págs. 14, 56).
- [12] The Scipy community. *Discrete Fourier Transform (numpy.fft)*. 2016. URL: <https://docs.scipy.org/doc/numpy/reference/routines.fft.html> (vid. pág. 17).
- [13] R.L. Drake, W. Vogl y A.W.M. Mitchell. *Gray anatomia para estudiantes*. Elsevier, 2005. ISBN: 9788481748321. URL: <https://books.google.com.ar/books?id=96yYn--02GgC> (vid. pág. 41).
- [14] Zhang Feng y Marten Smith. *Measuring heart rate and blood oxygen levels for portable medical and wearable devices*. 2014. URL: <http://embedded-computing.com/articles/measuring-levels-portable-medical-wearable-devices/#> (vid. pág. 8).
- [15] Daniel Alonso Fernández. «Análisis de técnicas de fusión de imágenes para su uso en fotografía digital». Tesis de mtría. Facultad de Informática, Universidad Complutense de Madrid, 2010 (vid. págs. 18, 19).
- [16] Alexandra Fontaine y col. *Reflectance-based pulse oximeter for the chest and wrist*. Rep. de inv. Worcester polytechnic institute, 2013 (vid. pág. 8).

- [17] Raspberry Pi Foundation. *Camera Module*. 2016. URL: <https://www.raspberrypi.org/documentation/hardware/camera/> (vid. pág. 11).
- [18] Moritz Friebel y col. «Determination of optical properties of human blood in the spectral range 250to1100nm using Monte Carlo simulations with hematocrit-dependent effective scattering phase functions». En: *Journal of Biomedical Optics* 11.3 (2006). DOI: [10.1117/1.2203659](https://doi.org/10.1117/1.2203659). URL: <http://dx.doi.org/10.1117/1.2203659> (vid. pág. 42).
- [19] Peter T. Gibbs, Levi B. Wood y H. Harry Asada. *Active motion artifact cancellation for wearable health monitoring sensors using collocated MEMS accelerometers*. 2005. DOI: [10.1117/12.600781](https://doi.org/10.1117/12.600781). URL: <http://dx.doi.org/10.1117/12.600781> (vid. págs. 14, 56).
- [20] H. Han, M. J. Kim y J. Kim. «Development of real-time motion artifact reduction algorithm for a wearable photoplethysmography». En: *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2007, págs. 1538-1541. DOI: [10.1109/IEMBS.2007.4352596](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4352596) (vid. pág. 14).
- [21] Hyonyoung Han y Jung Kim. «Artifacts in wearable photoplethysmographs during daily life motions and their reduction with least mean square based active noise cancellation method». En: *Computers in Biology and Medicine* 42.4 (2012), págs. 387-393. ISSN: 0010-4825. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/j.compbiomed.2011.12.005](https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2011.12.005). URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482511002393> (vid. pág. 14).
- [22] Michelle Hickey y col. «Investigation of photoplethysmographic signals and blood oxygen saturation values obtained from human splanchnic organs using a fiber optic sensor». En: *Journal of Clinical Monitoring and Computing* 25 (2011) (vid. pág. 2).
- [23] M Hiraoka y col. «A Monte Carlo investigation of optical pathlength in inhomogeneous tissue and its application to near-infrared spectroscopy». En: *Physics in Medicine and Biology* 38.12 (1993), pág. 1859. URL: <http://stacks.iop.org/0031-9155/38/i=12/a=011> (vid. pág. 42).
- [24] Kenneth Humphreys, Tomas Ward y Charles Markham. «Noncontact simultaneous dual wavelength photoplethysmography: A further step toward noncontact pulse oximetry». En: *Review of Scientific Instruments* 78.4 (2007). DOI: [http://dx.doi.org/10.1063/1.2724789](https://doi.org/10.1063/1.2724789). URL: <http://scitation.aip.org/content/aip/journal/rsi/78/4/10.1063/1.2724789> (vid. pág. 5).
- [25] *Image pyramid*. 2015. URL: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Image_pyramid.svg (vid. pág. 19).

- [26] Azumio Inc. *Instant Heart Rate*. 2016. URL: <http://www.azumio.com/s/instantheartrate/index.html> (vid. pág. 9).
- [27] E Jonathan y Martin Leahy. «Investigating a smartphone imaging unit for photoplethysmography». En: *Physiological Measurement* 31.11 (2010), N79. URL: <http://stacks.iop.org/0967-3334/31/i=11/a=N01> (vid. pág. 9).
- [28] Alexei A. Kamshili y col. «A new look at the essence of the imaging photoplethysmography». En: *Scientific Reports* 5 (2015). DOI: <https://dx.doi.org/10.1038%2Fsrep10494>. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4440202/> (vid. págs. 5, 6, 8, 11, 12, 41, 42, 55-57).
- [29] Alexei A. Kamshilin y col. «Photoplethysmographic imaging of high spatial resolution». En: *BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS* 2.4 (2011) (vid. pág. 8).
- [30] Han-Wook Lee y col. «The Periodic Moving Average Filter for Removing Motion Artifacts from PPG Signals». En: *International Journal of Control, Automation, and Systems* 5 (2007) (vid. pág. 14).
- [31] Kenta Matsumura y col. «iPhone 4s Photoplethysmography: Which Light Color Yields the Most Accurate Heart Rate and Normalized Pulse Volume Using the iPhysioMeter Application in the Presence of Motion Artifact?» En: *PLoS ONE* 9.3 (mar. de 2014), págs. 1-12. DOI: [10.1371/journal.pone.0091205](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0091205). URL: <http://dx.doi.org/10.1371%2Fjournal.pone.0091205> (vid. pág. 9).
- [32] E. Nippolainen y col. «Photoplethysmographic Waveform as a Function of Subject's Age». En: *Physics Procedia* 73 (2015), págs. 241-245. ISSN: 1875-3892. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/j.phpro.2015.09.164](https://dx.doi.org/10.1016/j.phpro.2015.09.164). URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1875389215013346> (vid. pág. 9).
- [33] Ming-Zher Poh, Daniel J. McDuff y Rosalind W. Picard. «Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation.» En: *Opt.* 18.10 (mayo de 2010), págs. 10762-10774. DOI: [10.1364/OE.18.010762](https://doi.org/10.1364/OE.18.010762). URL: <http://www.opticsexpress.org/abstract.cfm?URI=oe-18-10-10762> (vid. págs. 8, 9).
- [34] *PROCESADO DE SEÑALES*. 2016. URL: http://www.ehu.eus/daq_tutorial/Doc/Castellano/Tema%205.htm (vid. pág. 20).
- [35] M. R. Ram y col. «A Novel Approach for Motion Artifact Reduction in PPG Signals Based on AS-LMS Adaptive Filter». En: *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 61.5 (2012), págs. 1445-1457. ISSN: 0018-9456. DOI: [10.1109/TIM.2011.2175832](https://doi.org/10.1109/TIM.2011.2175832) (vid. pág. 14).

- [36] *Raspberry Pi Camera Module*. 2015. URL: <https://www.raspberrypi.org/documentation/raspbian/applications/camera.md> (vid. pág. 15).
- [37] K. Ashoka Reddy, Bobby George y V. Jagadeesh Kumar. «Use of Fourier Series Analysis for Motion Artifact Reduction and Data Compression of Photoplethysmographic Signals». En: *IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT* 58 (2009) (vid. pág. 14).
- [38] *Shutter Speed for DSLR Video*. 2016. URL: <http://www.dsrlrvideo college.com/shutter-speed-for-dslr-video> (vid. pág. 60).
- [39] *Shutter Speed vs Frame Rate*. 2016. URL: <http://www.mediacollege.com/video/camera/shutter/shutter-vs-fps.html> (vid. págs. 59, 60).
- [40] Janis Spigulis. «Optical noninvasive monitoring of skin blood pulsations». En: *Appl. Opt.* 44.10 (abr. de 2005), págs. 1850-1857. DOI: 10.1364/AO.44.001850. URL: <http://ao.osa.org/abstract.cfm?URI=ao-44-10-1850> (vid. pág. 4).
- [41] Janis Spigulis. «Optical noninvasive monitoring of skin blood pulsations». En: *Appl. Opt.* 44.10 (2005), págs. 1850-1857. DOI: 10.1364/AO.44.001850. URL: <http://ao.osa.org/abstract.cfm?URI=ao-44-10-1850> (vid. pág. 11).
- [42] Toshiyo Tamura y col. «Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present». En: 3.2 (2014), pág. 282. ISSN: 2079-9292. DOI: 10.3390/electronics3020282. URL: <http://www.mdpi.com/2079-9292/3/2/282> (vid. págs. 4, 8, 11, 14).
- [43] *Understanding Camera Shutters and the Shutter Angle*. 2016. URL: <http://wolfcrow.com/blog/understanding-camera-shutters-and-the-shutter-angle/> (vid. pág. 60).
- [44] Wim Verkruijsse, Lars O Svaasand y J Stuart Nelson. «Remote plethysmographic imaging using ambient light.» En: *Opt. Express* 16.26 (dic. de 2008), págs. 21434-21445. DOI: 10.1364/OE.16.021434. URL: <http://www.opticsexpress.org/abstract.cfm?URI=oe-16-26-21434> (vid. págs. 5, 9).
- [45] Pengfei Wei y col. «A new wristband wearable sensor using adaptive reduction filter to reduce motion artifact». En: *2008 International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine*. 2008, págs. 278-281. DOI: 10.1109/ITAB.2008.4570636 (vid. pág. 14).
- [46] Wikipedia. *Least mean squares filter* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. 2016. URL: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Least_mean_squares_filter&oldid=730206508%7D (vid. pág. 14).

- [47] Levi Benjamin Wood. «Motion artifact reduction for wearable photoplethysmogram sensors using micro accelerometers and laguerre series adaptive filters». Tesis de mtría. Massachusetts Institute of Technology, 2008. URL: <http://hdl.handle.net/1721.1/44855> (vid. pág. 14).
- [48] Hao-Yu Wu y col. «Eulerian Video Magnification for Revealing Subtle Changes in the World». En: *ACM Transactions on Graphics (Proc. SIGGRAPH 2012)* 31.4 (2012) (vid. pág. 16).
- [49] www.szledcolor.com. *LED COLOR SK6812*. 2012. URL: <https://cdn-shop.adafruit.com/product-files/1138/SK6812+LED+datasheet+.pdf> (vid. pág. 24).
- [50] J. Zheng y col. «Feasibility of Imaging Photoplethysmography». En: *2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*. Vol. 2. Mayo de 2008, págs. 72-75. DOI: [10.1109/BMEI.2008.365](https://doi.org/10.1109/BMEI.2008.365) (vid. pág. 9).

Agradecimientos

Primeramente deseo agradecer de una manera muy importante a mis padres que fueron apoyo incondicional durante toda mi vida y durante mi carrera me dieron todas las herramientas para poder tener un excelente desarrollo profesional, también deseo agradecer a todos los profesores de física ya que gracias a su formación académica fue posible abordar el estudio de este trabajo.

Deseo además agradecer al instituto Balseiro y la CNEA por darme la oportunidad de estudiar en este gran instituto mediante una beca. Agradezco a todos los docentes por su excelente formación y por enseñarme el camino de la investigación. Agradezco todos los momentos compartidos con mis compañeros de maestría Jazmín, Alberto, Mario, Ciro e Isabel fueron un apoyo tanto moral como académico. Agradezco también a toda persona que me haya colaborado y que no aparezca explícitamente en estos agradecimientos ya que cada persona aprende gracias a la socialización con los demás.

Finalmente romper una lanza en favor de organizaciones como la FSF que hacen posible el acceso a todo el mundo a un software de calidad. Especialmente a los desarrolladores de Gimp, pdfL^AT_EX, inkscape, Gnu Linux, bibL^AT_EX, makeglossaries, python, OpenCV TeXstudio y tantos otros proyectos sin los que este trabajo no podría haber sido publicado.

